

平成 30 年度 修 士 論 文

せん断波エラストグラフィを用いた静脈内留置針の  
ナビゲーションシステム

指導教員 山越 芳樹 教授

群馬大学大学院理工学府 理工学専攻  
電子情報・数理教育プログラム

劉 子恒

## 目次

第1章 序論	P.2
第2章 せん断波計測について	P.3
2-1 せん断波とは	
2-2 生体内組織における低周波振動の伝播	
2-3 せん断波計測で期待されるパラメータと臨床的有用性	
第3章 実時間せん断波映像法の原理	P.7
3-1 超音波パルスドプラ法による組織内振動伝播計測	
3-2 カラーフロー映像系（CFI）の流速推定アルゴリズム	
3-3 CFIの流速推定アルゴリズムによるせん断波波面検出	
3-4 定量的なせん断波画像の構成法	
3-5 波数ベクトルフィルタリング	
第4章 せん断波映像による穿刺針の映像化法の基本原理	P.22
4-1 長軸方向穿刺の理論	
4-2 短軸方向穿刺の理論	
4-3 Volterra Filter を用いた画像補正	
第5章 シミュレーションによる穿刺ナビゲーションシステムの検証	P.32
5-1 シミュレーション方法	
5-2 シミュレーション結果	
第6章 ファントムを用いた評価	P.34
6-1 実験系の構成と実験方法	
6-2 寒天、アルギン酸ファントムを用いた実験結果への評価	
6-3 ファントムの硬さによる実験結果（d 推定）への影響	
6-4 従来手法との比較	
第7章 鶏肉を対象とした生体実験	P.45
7-1 実験方法	
7-2 実験結果	
第8章 結論	P.49
8-1 結論	
8-2 今後の課題	
謝辞・参考文献	P.52

## 第1章 序論

抗がん剤など薬剤の体内への連続投与、経口摂取ができない患者への栄養補給など、長い期間の間、穿刺針を中心静脈（主に上大静脈と下大静脈）に留置する中心静脈留置（中心静脈カテーテル）が行われることが多いが、この手技に関して医療事故が少なからず発生している。このため超音波ガイド下での穿刺（超音波ガイド法）が推奨されているが、超音波ガイド下であっても依然として医療事故が発生している。超音波ガイド法は従来の解剖学的な構造を推察して穿刺を行う方法（ランドマーク法）に比べ穿刺成功率が高く合併症の発生が低いとされているが、超音波ガイド下であっても多くの医療事故が発生している<sup>1)</sup>。この大きな理由として、留置針を静脈内に正しく留置することが難しいことが挙げられる。これは、①留置針自体が非常に細く、超音波画像の輝度が十分に得られない場合がある、②超音波画像は2次元画像であるので、留置針の一部が超音波画像面に達するまで留置針の位置がわからず盲目状態で穿刺を行わなければならない、という問題があるためである。

これらの穿刺における問題を解決し、安全、正確に穿刺を行うには、穿刺の対象となる血管の位置に対して、3次元的に穿刺針の位置を把握し、正確に穿刺針を血管に導く穿刺の3次元ナビゲーションシステムが必要になる。このようなナビゲーションシステムにおいても、使える技術は2次元の超音波映像を応用したものになるが、2次元の超音波映像においていかに3次元的な穿刺針の位置を計測し可視化するか、通常の超音波映像では超音波反射強度が低いために穿刺針が見えづらいという課題に対して、いかに穿刺針をコントラスト高く明瞭に可視化するかが必要になる。また穿刺用のナビゲーションシステムであるので、実時間に近い時間で穿刺針の可視化が行えるものでなければならない。

そこで本研究では穿刺針自体を加振すると穿刺針自体から機械的振動波であるせん断波が放射され、せん断波は生体組織内を伝播する。せん断波の伝播速度の映像を超音波プローブから送信される超音波で測定し、せん断波の伝播像（せん断波の波面の伝播を表す画像）やせん断波の速度像（せん断波の伝播速度の画像）を再生することで、穿刺針の位置の3次元的位置の可視化を行う。このとき、CD SWI法を通じて、せん断波の伝播像、せん断波の速度像を得ることで、3次元に穿刺針の位置の可視化を行い、穿刺針の3次元ナビゲーションを行うシステムを実現する。

## 第2章 セン断波計測について

本章ではセン断波の特徴と工学的な研究課題，生体軟組織内部における低周波振動の伝播について示す.さらに，セン断波計測により期待される臨床意義や目的について示す.

### 2-1 セン断波とは

ここでは，セン断波の特徴とそこから考えられる工学的な課題について示す.

セン断波の特徴

#### 1. 波長

波長は数ミリメートルであるため，高分解能測定が求められている.

#### 2. 振幅

振幅は数十マイクロン以下であり，高精度超音波計測技術が求められている.

#### 3. 周波数

主にセン断波の減衰により制限され，現在利用できるのは 100[Hz]~数[kHz]である.

工学的な研究課題

#### 1. セン断波の波動としての性質

伝播方向が一樣でなく多重反射や回折，減衰の問題がある.

#### 2. セン断波の励起方法

振幅を得ようとする加振器のサイズが大きくなり重くなる.また，効率の問題もあり加振器の発熱の問題がある.

#### 3. パラメータ推定法，その物理，臨床的意味づけ

## 2-2 生体内部の組織における低周波振動の伝播

生体組織の粘弾性パラメータと低周波振動の伝播速度および減衰の関係について以下に示す.

外部から媒質に振動を伝えと、その振動は一般的に縦波・横波として伝播する.生体のような粘弾性媒質中では、Hooke の法則が成り立つ Voigt モデルと仮定することにより、組織の粘弾性を推定する手法が提案[1]されている.この縦波・横波の伝播速度および減衰係数は次式で与えられる.

### ① 縦波

$$\text{伝播速度} : v_l = \frac{\omega_v}{\text{Re}[g]} \quad (2-2-1)$$

$$\text{減衰係数} : \alpha_l = -\text{Im}[g] \quad (2-2-2)$$

$$\text{ただし, } g = \left\{ \frac{\rho \omega_v^2}{(2\mu + \lambda)} \right\}^{\frac{1}{2}} \quad (2-2-3)$$

### ② 横波

$$\text{伝播速度} : v_t = \frac{\omega_v}{\text{Re}[h]} \quad (2-2-4)$$

$$\text{減衰係数} : \alpha_t = -\text{Im}[h] \quad (2-2-5)$$

$$\text{ただし, } h = \left\{ \frac{\rho \omega_v^2}{\mu} \right\}^{\frac{1}{2}} \quad (2-2-3)$$

$$\mu = \mu_1 + j\omega_v \mu_2$$

$\mu_1$  : せん断弾性係数

$\mu_2$  : せん断弾性係数

$\rho$  : 密度

$\omega_v$ : 振動周波数

$$\lambda = \lambda_1 + j\omega_v \lambda_2$$

$\lambda_1$  : 体積弾性係数

$\lambda_2$  : 体積弾性係数

$\text{Re}[ ]$ ,  $\text{Im}[ ]$  :  $[ ]$ 内の複素数の実数部, 虚数部

また、これら縦波や横波の他に生体の表面付近では表面波が存在するが、この伝播速度はほぼ横波の伝播速度に等しいことが知られている.上記の波動の中で、縦波は圧縮性の波であり、媒質を圧縮することにより伝播する.一方、横波は非圧縮性の波であり、媒質を等体積のまま、横方向に挟み切るように変形させながら伝播していくため、せん断波とも呼ばれている.ここで、周波数が 1[kHz]程度以下の低周波振動であると、外部から与えられた振動のエネルギーはそのほとんどが横波に変換されると考えられている[2].

ここで、(2-2-4)式、(2-2-5)式で与えられる横波の伝播速度と減衰係数を、粘弾性パラメータを用いて書くと、

$$v_t = \sqrt{\frac{2(\mu_1^2 + \omega_v^2 \mu_2^2)}{\rho(\mu_1 + \sqrt{\mu_1^2 + \omega_v^2 \mu_2^2})}} \quad (2-2-7)$$

$$\alpha_t = \sqrt{\frac{\rho \omega_v^2 (\mu_1 + \sqrt{\mu_1^2 + \omega_v^2 \mu_2^2})}{2(\mu_1^2 + \omega_v^2 \mu_2^2)}} \quad (2-2-8)$$

となる。

したがって、もし、媒質の弾性が粘性にまさり、 $\mu_1 \gg \omega_v \mu_2$ の関係が成り立つときには、

$$v_{t1} \cong \sqrt{\frac{\mu_1}{\rho}} \quad (2-2-9)$$

$$\alpha_{t1} \cong 0 \quad (2-2-10)$$

となり、伝播速度は、単にせん断弾性係数と媒質の密度のみの関数となる。このとき、 $\mu_1$ が大きいということは、媒質が硬いということであり、硬い媒質ほど伝播速度は速くなる。

一方、媒質の粘性が弾性にまさり $\mu_1 \ll \omega_v \mu_2$ の関係が成り立つときには、

$$v_{t2} \cong \sqrt{\frac{2\omega_v \mu_2}{\rho}} \quad (2-2-11)$$

$$\alpha_{t2} \cong \sqrt{\frac{\rho \omega_v}{2\mu_2}} \quad (2-2-12)$$

となり、 $v_{t2} \cdot \alpha_{t2}$ とも粘性係数と密度の関数になり、この場合 $v_{t2} \cdot \alpha_{t2}$ の周波数依存性（分散性）が現れてくる。

Fig.2-2-1 に弾性体と粘弾性体の周波数別伝播速度を示す。

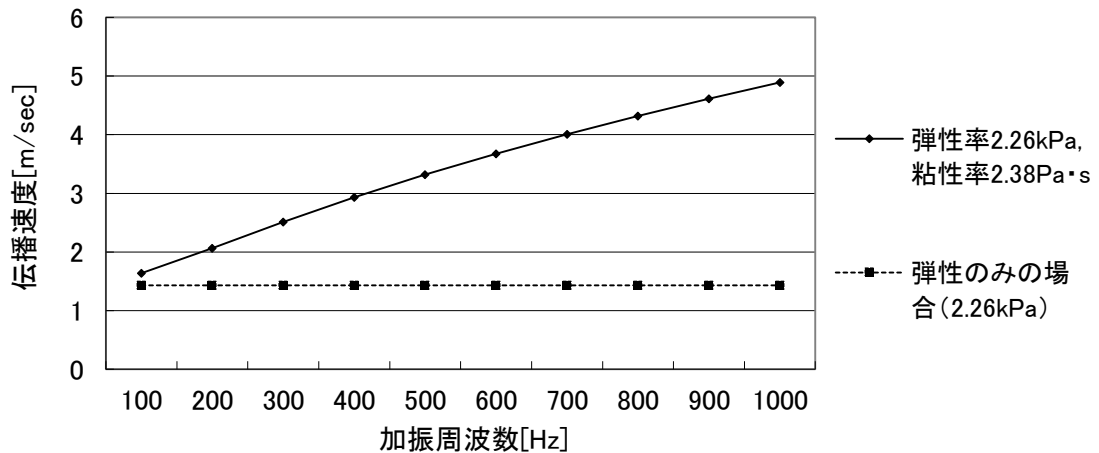


Fig.2-2-1 弾性体と粘弾性体の周波数別伝播速度

## 2-3 セン断波計測で期待されるパラメータと臨床的有用性

セン断波の伝播速度は、臨床的な有用性が明らかにされているが、セン断波計測によって得られる情報としては、この他にも Fig.2-3-1 に示すような情報も得られると考えられる。

測定量	物理パラメータ	臨床意義	計測時の問題点
伝播速度	セン断弾性係数	組織の硬さ	多重反射，減衰
減衰係数	粘性係数	粘性評価	多重反射，屈折， 反射
伝播速度の 周波数依存性		粘性評価， 測定の定量性向上	多重反射，減衰， 空間分解能
共振現象	セン断弾性係数	組織のボリュームの 大きさ	減衰，空間分解能
非線形性	初期応力， 媒質の非線形性	組織非線形性評価	振動振幅の減衰
異方性	伝播速度の方向性	繊維方向，繊維化	三次元伝播方向

Fig.2-3-1 セン断弾性波によって得られる情報

## 第3章 実時間せん断波映像法の原理

### 3-1 超音波パルスドプラ法による組織内振動伝播計測

組織内振動伝播計測は，組織表面から振動を印加することで組織内に振動を励起させ，内部を伝播する振動を超音波で計測するものである。これは，組織内部を多数の超音波散乱体と考えると，組織内部に超音波を送波し，超音波散乱体から反射してくる超音波がドップラー効果によって周波数変調を受けていることに着目したものである。したがって，超音波散乱体から反射した超音波を直交検波することで得られるドップラー信号から組織内部を伝播する振動を推定することができる。

今，Fig.3-1-1 に示すように，超音波トランスデューサに近づく方向に周波数 $f_b$ ，速度 $v(t)$ で振動する超音波散乱体に対して，超音波トランスデューサから中心周波数 $f_0$ の超音波パルスを送波する場合を考える。



Fig.3-1-1 計測モデル

散乱体の運動 $\xi(t)$ は次式で表すことができる。

$$\xi(t) = \xi_0 \sin(2\pi f_b t + \phi_b) \quad (3-1-1)$$

ただし

$\xi_0$  : 振動振幅

$\phi_b$  : 初期位相

この時，超音波散乱体に反射した超音波の周波数  $f$  は

$$f = \frac{c+v(t)}{c} f_0 \quad (3-1-2)$$

$c$  : 音速



この反射波が超音波トランスデューサで受信されるときの周波数 $f'$ は

$$f' = \frac{c}{c-v(t)} f \quad (3-1-3)$$

(3-1-2)式, (3-1-3)式より

$$f' = \frac{c}{c-v(t)} \times \frac{c+v(t)}{c} f_0 = \frac{c+v(t)}{c-v(t)} f_0 \quad (3-1-4)$$

したがって, 超音波のドプラ周波数シフト $\Delta f$ は

$$\Delta f = f' - f_0 = \frac{c+v(t)}{c-v(t)} f_0 - f_0 = \frac{2v(t)}{c-v(t)} f_0 \quad (3-1-5)$$

となる.

超音波ドプラ法で組織内の速度を観測する場合, 組織内での音速は約 1500[m/sec]であり, それと比較して観測しようとする組織内の速度は 1~10 数[m/sec]と微小であるので,  $c \gg v(t)$ となり, (3-1-5)式は次式のように近似することができる.

$$\Delta f \cong \frac{2v(t)}{c} f_0 \quad (3-1-6)$$

この時, 超音波の位相変化 $\Delta\phi$ は

$$\begin{aligned} \Delta\phi &= 2\pi \int (\Delta f) dt \\ &= \frac{4\pi f_0}{c} \int v(t) dt \\ &= \frac{4\pi f_0}{c} \xi(t) \end{aligned} \quad (3-1-7)$$

となるので, この散乱体からの受信信号 $r(t)$ は

$$\begin{aligned} r(t) &= A(t) \sin(2\pi f_0 t + \Delta\phi - 2k_u Z) \\ &= A(t) \sin\left(2\pi f_0 t + \frac{4\pi f_0}{c} \xi(t) - 2k_u Z\right) \\ &= A(t) \sin\left\{2\pi f_0 \left(t + 2 \frac{\xi(t)}{c}\right) - 2k_u Z\right\} \end{aligned} \quad (3-1-8)$$

ただし,

$A(t)$  : 振幅

$k_u$  : 超音波パルスの波数

$Z$  : トランスデューサ, 散乱体間の距離

となる. よって超音波パルス間で微小変位 $\xi(\Delta t)$ による位相ずれが生じる.

次に RF 信号に、位相が互いに 90 度異なる超音波周波数成分を畳み込み積分し低域通過フィルターをかけ、QI 信号を得る.

(i) I 信号

RF 信号にキャリア信号を乗算すると

$$\begin{aligned} I'(t) &= A(t) \sin \left\{ 2\pi f_0 \left( t + 2 \frac{\xi(t)}{c} \right) - 2k_u Z \right\} \sin(2\pi f_0) \\ &= \frac{A(t)}{2} \left\{ \cos \left( 4\pi f_0 t + \frac{4\pi f_0 \xi(t)}{c} - 2k_u Z \right) - \cos \left( \frac{4\pi f_0 \xi(t)}{c} - 2k_u Z \right) \right\} \quad (3-1-9) \end{aligned}$$

となる.ここで  $2\omega_0$  付近の信号を低域通過フィルターで除くと,

$$I(t) = \frac{A(t)}{2} \cos \left( \frac{4\pi f_0 \xi(t)}{c} - 2k_u Z \right) \quad (3-1-10)$$

となり I 信号を得る.

(ii) Q 信号

(i) と 90 度異なるキャリア信号を乗算すると

$$\begin{aligned} Q'(t) &= A(t) \sin \left\{ 2\pi f_0 \left( t + 2 \frac{\xi(t)}{c} \right) - 2k_u Z \right\} \cos(2\pi f_0) \\ &= \frac{A(t)}{2} \left\{ \sin \left( 4\pi f_0 t + \frac{4\pi f_0 \xi(t)}{c} - 2k_u Z \right) - \sin \left( \frac{4\pi f_0 \xi(t)}{c} - 2k_u Z \right) \right\} \quad (3-1-11) \end{aligned}$$

となる.(i)と同様に低域通過フィルターを用いると

$$Q(t) = \frac{A(t)}{2} \sin \left( \frac{4\pi f_0 \xi(t)}{c} - 2k_u Z \right) \quad (3-1-11)$$

となり, Q 信号を得る.

### 3-2 カラーフロー映像系(CFI)の流速推定アルゴリズム

いま、超音波パルスを同一方向に  $N$  パルス送波すると、 $i$  番目の超音波パルスに対する受信超音波の位相 $\phi_i$ は、

$$\phi_i = \phi_0 + \frac{2\pi f_0}{c} 2v i \Delta t \quad (3-2-1)$$

ここで

$\phi_0$ : 初期位相

$f_0$ : 超音波の中心周波数

$c$ : 音速

$v$ : 流速

$\Delta t$ : 超音波パルス間の時間間隔

(3-2-1)式より、 $i$  番目の受信 RF 信号 $r_i$ は、

$$\begin{aligned} r_i &= r_0 \sin(2\pi f_0 t + \phi_i) \\ &= r_0 \sin(2\pi f_0 t + \phi_0 + \frac{2\pi f_0}{c} 2v i \Delta t) \end{aligned} \quad (3-2-2)$$

この受信 RF 信号を直交検波器で直交検波すると、その複素直交検波出力 $\vec{Q}_i$ 、および $\vec{Q}_i$ の実部信号および虚部信号である In phase 信号 $I_i$ と、Quadrature 信号 $Q_i$ は、

$$\begin{aligned} \vec{Q}_i &= I_i + jQ_i \\ \left[ \begin{array}{l} I_i = a \cos(\phi_0 + \frac{2\pi f_0}{c} 2v i \Delta t) \\ Q_i = a \sin(\phi_0 + \frac{2\pi f_0}{c} 2v i \Delta t) \end{array} \right. \end{aligned} \quad (3-2-3)$$

(3-2-3)式は、(3-2-4)式のように書くこともできる。

$$\vec{Q}_i = a \exp(j(\phi_0 + \frac{2\pi f_0}{c} 2v i \Delta t)) \quad (3-2-4)$$

ここで、第  $i$  番目の超音波パルスの位相と、第  $i+1$  番目の超音波パルスの位相の差 $\Delta\phi_i$ を考える。これは、

$$\Delta\phi_i = \arg(\vec{Q}_{i+1}\vec{Q}_i^*) \quad (3-2-5)$$

と推定できるので、(3-2-4)式を代入すると、

$$\begin{aligned}
\Delta\phi_i &= \arg\left( a^2 \exp\left( j \frac{2\pi f_0}{c} 2v \Delta t \right) \right) \\
&= \frac{2\pi f_0}{c} 2v \Delta t
\end{aligned} \tag{3-2-6}$$

よって流速 $v$ は、次式で求められる.

$$v = \frac{c}{2\pi f_0 \cdot 2\Delta t} \Delta\phi_i = \frac{c}{2\pi f_0 \cdot 2\Delta t} \arg(\vec{Q}_{i+1} \vec{Q}_i^*) \tag{3-2-7}$$

(3-2-7)式のカッコ内は、IQ 信号を使うと、

$$\begin{aligned}
\vec{Q}_{i+1} \vec{Q}_i^* &= (I_{i+1} + jQ_{i+1}) (I_i + jQ_i)^* \\
&= (I_{i+1} + jQ_{i+1}) (I_i - jQ_i) \\
&= I_{i+1}I_i + Q_{i+1}Q_i + j(I_iQ_{i+1} - I_{i+1}Q_i)
\end{aligned} \tag{3-2-8}$$

と書けることより、流速の推定式として

$$v = \frac{c}{2\pi f_0 \cdot 2\Delta t} \arctan\left(\frac{I_iQ_{i+1} - I_{i+1}Q_i}{I_{i+1}I_i + Q_{i+1}Q_i}\right) \tag{3-2-9}$$

CFI では、S/N を向上させるために、連続した超音波 N パルスから得た直交検波出力信号を用いて以下の式で流速を推定している.

$$\begin{aligned}
v &= \frac{c}{2\pi f_0 \cdot 2\Delta t} \arctan\left(\frac{E_U}{E_L}\right) \\
&\left\{ \begin{array}{l} E_U = \sum_{i=1}^N I_i Q_{i+1} - I_{i+1} Q_i \\ E_L = \sum_{i=1}^N I_{i+1} I_i + Q_{i+1} Q_i \end{array} \right.
\end{aligned} \tag{3-2-10}$$

### 3-3 CFI の流速推定アルゴリズムによるせん断波の波面検出

いま，CFI の流速推定アルゴリズムをせん断波により反射体が正弦的に振動している場合に適用する．

せん断波が伝播して組織が正弦的に変動すると，組織変位 $\xi$ は次式のように表すことができる．

$$\xi = \xi_0 \sin (\omega_b t + \phi_0) \quad (3-3-1)$$

$\omega_b$  : 振動角周波数

$\phi_0$  : 初期位相

このとき， $i$  番目の受信超音波パルスの位相 $\phi_i$ は，

$$\phi_i = \phi_0 + \frac{2\pi f_0}{c} 2\xi \quad (3-3-2)$$

直交検波器の出力は，(3-2-3)式と同様に

$$\left\{ \begin{array}{l} I_i = a \cos(\phi_0 + \frac{2\pi f_0}{c} 2\xi) \\ Q_i = a \sin(\phi_0 + \frac{2\pi f_0}{c} 2\xi) \end{array} \right. \quad (3-3-3)$$

となる．

ここでせん断波の角周波数に対して，下記の条件(周波数条件)が成り立つ場合を考える．

$$\omega_b = \frac{2\pi}{4\Delta t} \quad (3-3-4)$$

つまり，せん断波の周波数であらわすと，

$$f_b = \frac{1}{4\Delta t} \quad (3-3-5)$$

さらに，振動の初期位相として

$$\phi_0 = 0 \quad (3-3-6)$$

が満たされるとする．

上記条件 ((3-3-5)式および(3-3-6)式) は、せん断波の伝播による組織の変位振動の周期が超音波の4パルスに等しく、かつ初期位相が0の条件であり、これを変位振幅として図に表すと Fig.3-3-1 になる。

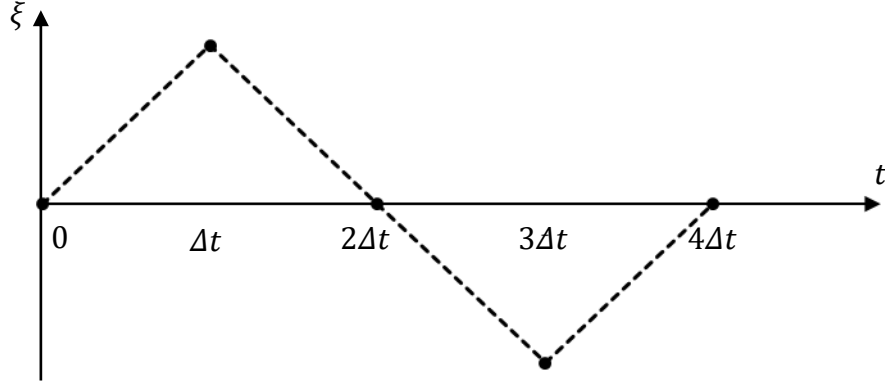


Fig.3-3-1 仮定した変位振幅

Fig.3-3-1 と同じ振動振幅は、せん断波の振動周波数が高く、エイリアジングにより低い周波数に折り返す場合にも生じるが、この時の振動周波数は、 $m$ を整数として、

$$f_b = \frac{1}{2} \left( m + \frac{1}{2} \right) \frac{1}{\Delta t} \quad (3-3-7)$$

として表される。このため、以下の議論は、(3-3-7)式が成り立つ場合にも成立するので、せん断波の周波数として(3-3-7)式が成り立てばよい (CFI でせん断波を映像化するときの周波数条件)。

この時、変位 $\xi$ は

$$\xi = \xi_0 \sin (2\pi f_b i \Delta t) \quad (3-3-8)$$

と表される。この時、直交検波器の出力信号である I,Q 信号は、

$$\begin{cases} I_i = a \cos\left(\frac{4\pi f_0}{c} \xi\right) \\ Q_i = a \sin\left(\frac{4\pi f_0}{c} \xi\right) \end{cases} \quad (3-3-9)$$

となる。

ここで、 $i=0,1,2,3$  について、直交検波器の出力を求めてみると、

$i = 0$  の場合

$$\begin{cases} I_i = a \\ Q_i = 0 \end{cases} \quad (3-3-10)$$

$i = 1$  の場合

$$I_i = a \cos\left(\frac{4\pi f_0}{c} \xi_0\right) \quad (3-3-11)$$

ただし  $\lambda$  を超音波の波長とすると、

$$\textcircled{1} \quad 0 \leq \xi_0 \leq \frac{\lambda}{8} \text{ の場合} \quad \begin{cases} I_i \geq 0 \\ Q_i \geq 0 \end{cases} \quad (3-3-12)$$

$$\textcircled{2} \quad \frac{\lambda}{8} \leq \xi_0 \leq \frac{3\lambda}{8} \text{ の場合} \quad \begin{cases} I_i \leq 0 \\ Q_i \geq 0 \end{cases}$$

$i = 2$  の場合

$$\begin{cases} I_i = a \\ Q_i = 0 \end{cases} \quad (3-3-13)$$

$i = 3$  の場合

$$I_i = a \cos\left(\frac{4\pi f_0}{c} \xi_0\right) \quad (3-3-14)$$

ただし、

$$\textcircled{1} \quad 0 \leq \xi_0 \leq \frac{\lambda}{8} \text{ の場合} \quad \begin{cases} I_i \geq 0 \\ Q_i \leq 0 \end{cases} \quad (3-3-15)$$

$$\textcircled{2} \quad \frac{\lambda}{8} \leq \xi_0 \leq \frac{3\lambda}{8} \text{ の場合} \quad \begin{cases} I_i \leq 0 \\ Q_i \leq 0 \end{cases}$$

となる。

(3-3-11)-(3-3-15)式の関係を保クトル図であらわすと

①  $0 \leq \xi_0 \leq \frac{\lambda}{8}$  の場合

Fig.3-3-2 に示すように、すべてのベクトルは第一象限と第四象限にある。

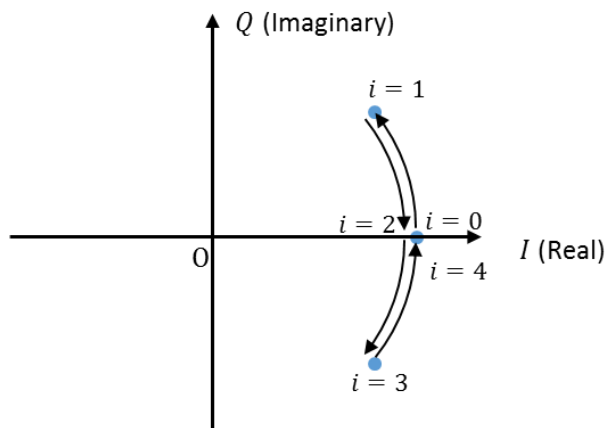


Fig.3-3-2  $0 \leq \xi_0 \leq \frac{\lambda}{8}$  での直交検波器の出力信号

②  $\frac{\lambda}{8} \leq \xi_0 \leq \frac{3\lambda}{8}$  の場合

$i=1$  と  $i=3$  の時のベクトルは第二象限と第三象限にある。

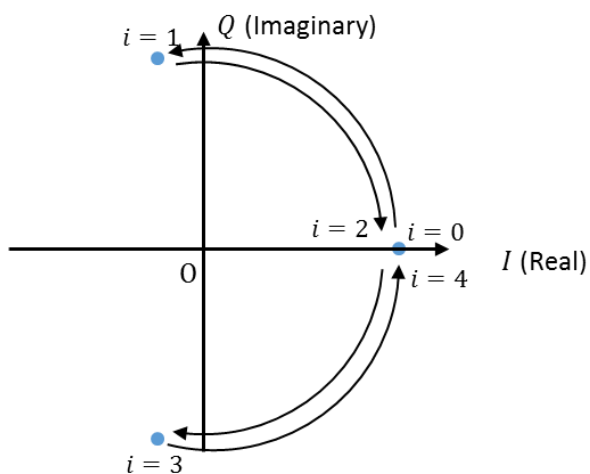


Fig.3-3-3  $\frac{\lambda}{8} \leq \xi_0 \leq \frac{3\lambda}{8}$  での直交検波器の出力信号



これらを Tab.3-3-1 にまとめる.

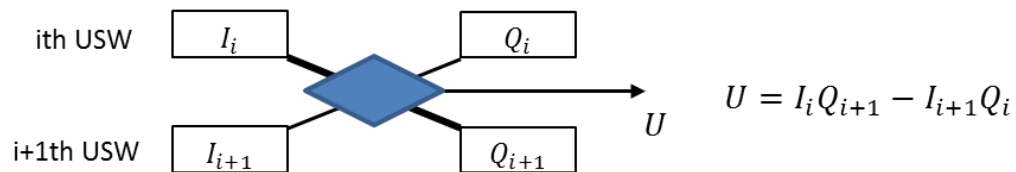
Tab.3-3-1 直交検波器の出力信号

$i$	$I_i$	$Q_i$
0	$a$	0
1	$I_a *$	$Q_a$ (正)
2	$a$	0
3	$I_a *$	$-Q_a$ (負)

\*  $0 \leq \xi_0 \leq \frac{\lambda}{8}$  のとき  $I_a \geq 0$ ,  $\frac{\lambda}{8} \leq \xi_0 \leq \frac{3\lambda}{8}$  のとき  $I_a \leq 0$

次に, この IQ 信号のパターンに対して, CFI による速度推定値を求めてみる.まず, (3-2-10)式で示される, 流速導出アルゴリズムは次の 2 つの基本演算からなる.

### 基本演算1



### 基本演算2

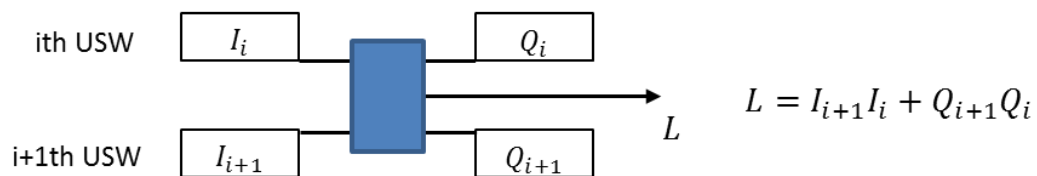


Fig.3-3-4 流速導出の基本演算

ここで超音波パルスの送受信数  $N=11$  の場合に, CFI による流速導出アルゴリズムを図式化すると

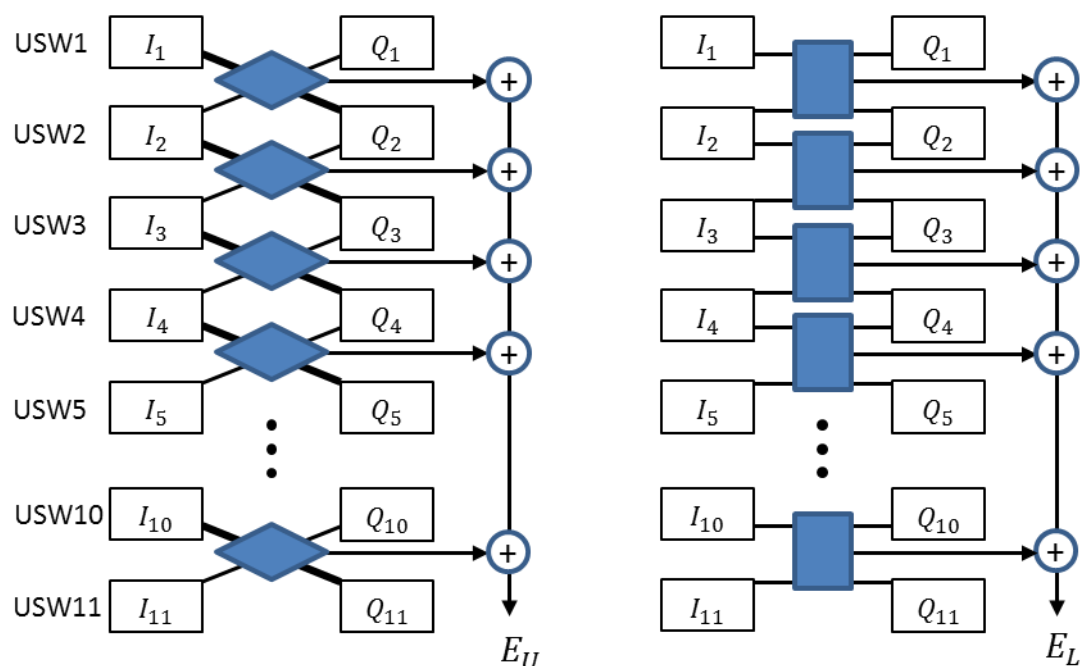


Fig.3-3-5 CFI における流速導出アルゴリズム

(3-3-4),(3-3-6)式の 2 つの条件がともに満たされているとき, CFI における流速推定は Fig.3-3-6 のようになる.

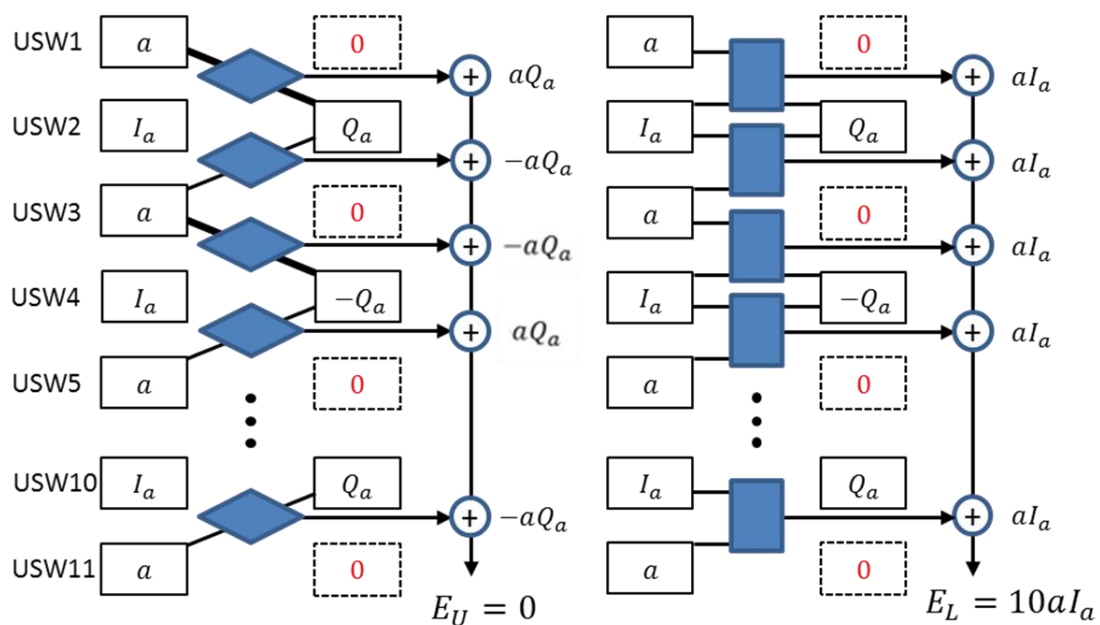


Fig.3-3-7 CFI における流速導出アルゴリズムを使ったせん断波の波面再生

ここで,

$$\begin{cases} 0 \leq \xi_0 \leq \frac{\lambda}{8} & \text{のとき} & E_L \geq 0 \\ \frac{\lambda}{8} \leq \xi_0 \leq \frac{3\lambda}{8} & \text{のとき} & E_L \leq 0 \end{cases}$$

となるが、ともに  $E_U=0$  であるので、実軸を  $E_L$ 、虚軸を  $E_U$  とするベクトルは、 $E_L$  が正の場合は実軸上の正の方向を向くベクトルとなり、流速推定値は 0 になる。一方、 $E_L$  が負の場合は実軸上の負の方向を向くベクトルとなり、流速推定値は正の最大値、または負の最大値（ナイキスト周波数で決まる最大の流速値）になる。

つまり、

- |   |  |
|---|--|
| { | <p>① <math>E_L</math> が正になる条件（せん断波による振動振幅が <math>0 \leq \xi_0 \leq \frac{\lambda}{8}</math> の場合）</p> <p>流速 0 になる。</p> <p>② <math>E_L</math> が負になる条件（せん断波による振動振幅が <math>\frac{\lambda}{8} \leq \xi_0 \leq \frac{3\lambda}{8}</math> の場合）</p> <p>振動振幅の位相が 0 度、および 180 度になる位置で CFI 画像には流速最大の部分が現れる。</p> |
|---|--|

この条件は、せん断波の振幅により、せん断波による振動位相が 0 または 180 度の時に、特異なパターンが CFI 画像に現れることを示しており、これを振幅条件と呼ぶ。

せん断波が組織中を伝播しているとき、CFI 画像の中から上記に示したような特徴ある部分を抽出することにより、せん断波の位相（0 度または 180 度）が推定できることになる。せん断波が等位相になる部分はせん断波の波面を再現することに相当するので、この方法により、CFI 画像からせん断波の波面を再現できることになる。

この方法は、周波数条件（3-3-7 式）が成り立つときに、CFI の推定アルゴリズムが、せん断波の 0 度と 180 度の位相を検出するデジタルフィルターになっていることに着目した、せん断波の映像化法である。横軸を初期位相  $\phi_b$ 、縦軸を振動振幅  $\xi_0$  として、以下の条件で、流速推定の数値シミュレーションをおこなった結果を Fig.3-3-7 に示す。

[シミュレーション条件]

超音波中心周波数 $f_0$	6.5MHz
超音波伝播速度 $c$	1500 m/s
パルス繰り返し周波数 $1/dt$	365Hz
パルス本数 $N$	11
加振周波数 $f_b$	91.25Hz

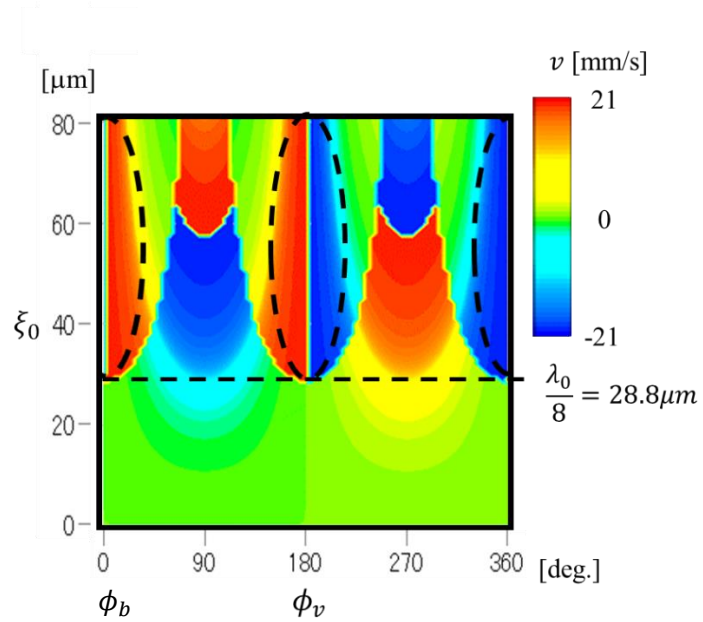


Fig.3-3-7 数値シミュレーション結果

周波数条件は，理論的には（3-3-7）式で表されるが，実際には，せん断波の周波数がこの条件に近いときでも，流速の最大値または流速 0 の部分が CFI 画像上に現れる.そのため，せん断波の周波数が周波数条件に近いときにも，せん断波の波面が再現できる.

### 3-4 定量的なせん断波画像の構成法

周波数条件が成立する時，せん断波の位相 0 度および 180 度付近の 2 か所で流速推定値  $FVM$  が最大値または 0 の値を示す。そのため，カラードブラ像のフレームレートによって見えるせん断波の偽りの角周波数を  $\omega_{alias}$  とすると， $FVM$  は角周波数  $\omega_p = 2\omega_{alias}$  の矩形波となる。ここで，この矩形波の基本波のスペクトラム成分は，フーリエ変換を用いて

$$F_{FVM}(x, z, \omega_p) = \int_0^{T_{CFI}} FVM(x, z, t) \exp(j\omega_p t) dt \quad (3-4-1)$$

と表せる。また，その位相スペクトラム成分  $\theta_{FVM}(x, z)$  は，以下のように導出される。

$$\theta_{FVM}(x, z) = \arg(F_{FVM}(x, z, \omega_p)) \quad (3-4-2)$$

$zx$  平面を伝播する平面波の波数の  $x$  成分  $k_x$  と  $z$  成分  $k_z$  とすると，CFI で観測される波面の位相は，せん断波の位相  $\phi$  の二倍変化するため， $x$  方向の単位長さあたりの超音波照射時間遅れ  $\Delta T_p$  を考慮すると，

$$k_x(x, z) = \frac{1}{2} \frac{\partial \theta_{FVM}(x, z)}{\partial x} + \omega_b \Delta T_p \quad (3-4-3)$$

$$k_z(x, z) = \frac{1}{2} \frac{\partial \theta_{FVM}(x, z)}{\partial z} \quad (3-4-4)$$

また， $|\vec{k}|$  は次式で表される。

$$|\vec{k}| = \sqrt{k_x^2 + k_z^2} = \frac{2\pi}{\lambda} = \frac{2\pi}{\frac{v_b}{f_b}} \quad (3-4-5)$$

よって，せん断波の伝播速度  $v_b$  は

$$v_b(x, z) = \frac{2\pi f_b}{\sqrt{k_x^2 + k_z^2}} = \frac{2\pi f_b}{\sqrt{\left(\frac{1}{2} \frac{\partial \theta_{FVM}(x, z)}{\partial x} + \omega_b \Delta T_p\right)^2 + \left(\frac{1}{2} \frac{\partial \theta_{FVM}(x, z)}{\partial z}\right)^2}} \quad (3-4-6)$$

### 3-5 波数ベクトルフィルタリング

反射波により定在波が存在すると、せん断波の位相は空間的に変調されてしまう。せん断波の複素振幅マップを二次元フーリエ変換して空間周波数上のスペクトルを計算し、波数ベクトルフィルタを適用してフーリエ逆変換することで任意の成分を抽出することができる。この方法を CD SWI 法で取得したせん断波位相マップに適用することを考える。

前方へ伝播する入射波と、後方へ伝播する反射波が観測された一次元について考えると、せん断波の複素振幅 $S(x)$ は

$$S(x) = A_F \exp[j(k_p x + \varphi_F)] + A_B \exp[j(-k_p x + \varphi_B)] \quad (3-5-1)$$

ただし、 $A_F$ :入射波の振幅  $A_B$ :反射波の振幅  $\varphi_F$ :入射波初期位相  $k_p$ :せん断波の波数  $\varphi_B$ :反射波初期位相である。 $A_B \ll A_F$ のとき、入射波と $S(x)$ との最大の位相差 $\Delta\theta$ は

$$\Delta\theta = \arctan\left(\frac{A_B}{A_F}\right) \quad (3-5-2)$$

したがって、CFI から得られる複素信号 $S_{CFI}(x)$ は振幅情報が失われるので、 $\varphi_F$ ,  $\varphi_B$ を無視すると、

$$S_{CFI}(x) = \exp[j \arg(S(x))] = \exp[j\{k_p x + \Delta\theta \sin(-2k_p x)\}] \quad (3-5-3)$$

上式について、フーリエ級数展開すると

$$S_{CFI}(x) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} J_n(\Delta\theta) \exp(jk_p x) \exp[-2jnk_p x] \quad (3-5-4)$$

ここで、 $J_n(x)$ : $n$  次のベッセル関数である。

$k_p$ 周りのスペクトラム成分のみを抽出するフィルタを適用することで入射波のせん断波位相マップ $\theta_{FPW}$ は以下のように導出される。

$$S_{CFI}'(x) = J_0(\Delta\theta) \exp(jk_p x) \quad (3-5-5)$$

$$\theta_{FPW}(x) = \arg(S_{CFI}'(x)) \quad (3-5-6)$$

## 第4章 せん断波映像による穿刺針の映像化法の基本原理

### 4-1 長軸方向穿刺の理論

穿刺針は超音波映像面に対する長軸方向に刺される。穿刺針自身を加振し、穿刺針から放射されるせん断波の伝播速度像には、穿刺針が速度の高い部分から超音波映像面に投影した穿刺針の3次元での位置が、伝播速度の高い部分の幅から映像面と穿刺針との距離が測定でき、両者を併せることで穿刺針自体が超音波映像面内になくとも、超音波映像面に対する穿刺針の3次元位置が測定できる。

#### モデル(長軸での穿刺針の挿入)

穿刺針と超音波映像面との位置関係を図 (Fig. 4-1-1) に示す。2次元(x,y)平面を考え、穿刺針は図に対して原点に垂直方向に穿刺され、それからX軸方向に距離dだけ離れた位置に超音波映像面があるとする。

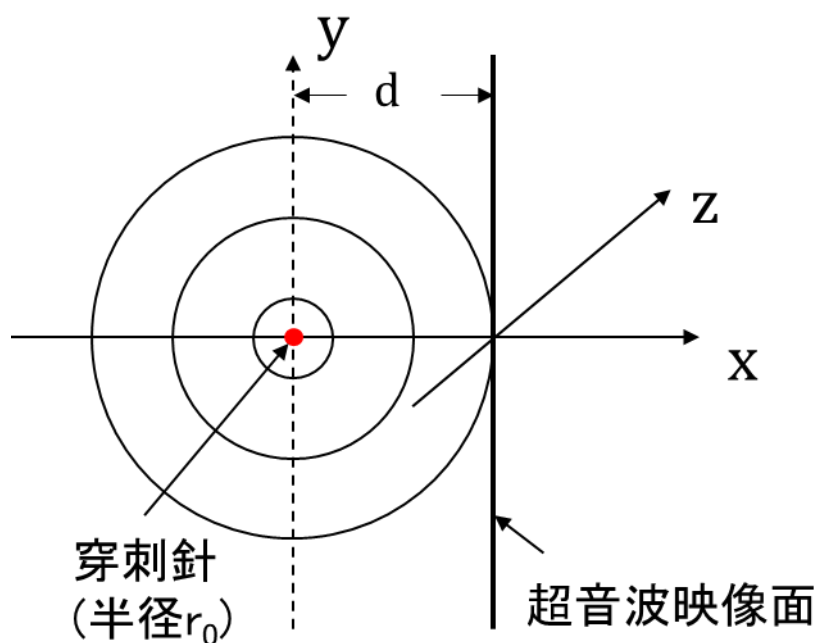


Fig. 4-1-1 長軸で挿入する穿刺針のモデル

#### 穿刺針の3次元位置推定の原理

図 (Fig. 4-1-2) に定式化のための変数の定義を示す

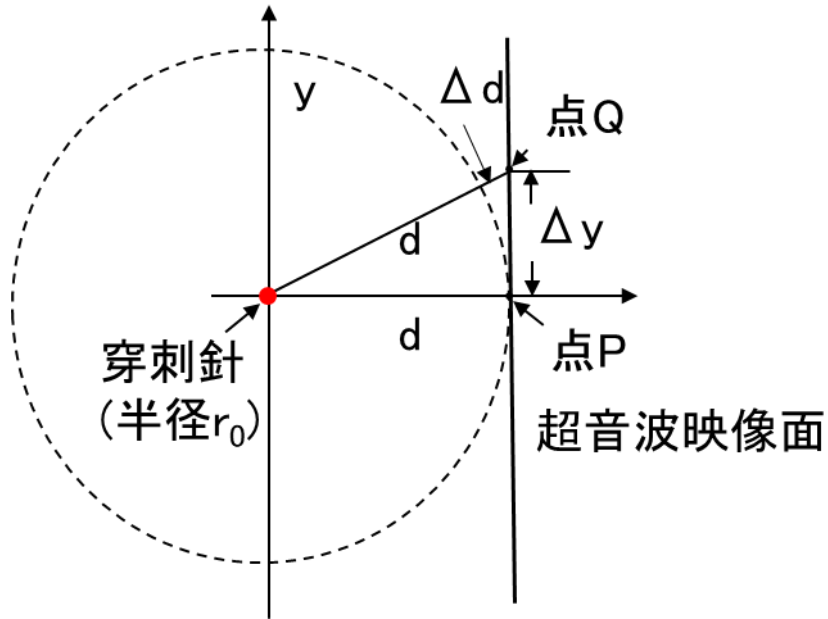


Fig. 4-1-2 穿刺針と超音波映像面

図 (Fig. 4-1-2) において, 超音波映像面状  $\Delta y$  だけ離れた点 Q における距離差  $\Delta d$  は,

$$\Delta d = \sqrt{d^2 + \Delta y^2} - d \cong d \left( 1 + \frac{1}{2} \left( \frac{\Delta y}{d} \right)^2 \right) - d = \frac{1}{2} \frac{\Delta y^2}{d} \quad (4-1-1)$$

ここで  $d$  は穿刺針と超音波映像面までの距離である.

今, 半径  $r_0$  の穿刺針の中心から, せん断波が球面状に伝播しているとする, 点 P に対する点 Q のせん断波の位相差  $\Phi$  は

$$\Phi = k_T \Delta d = \frac{k_T \Delta y^2}{2d} \quad (4-1-2)$$

ここで,  $k_T$  はせん断波の波数であり

$$k_T = \frac{2\pi}{\lambda_T} = \frac{2\pi f_b}{v_T} \quad (4-1-3)$$

また,

$\lambda_T$  : せん断波の波長

$v_T$  : せん断波の伝播速度

$f_b$  : せん断波の周波数

である.

点 Q における位相差  $\Phi$  のために, 超音波の映像面上  $y$  軸方向には, 位相の変化による偽りのせん断波の伝播が生じているように見える. この偽りのせん断波の伝播速度  $v_P$  は



$$v_P = \frac{2\pi f_b}{\frac{\partial \Phi}{\partial y}} = 2\pi f_b \left( \frac{\partial \Phi}{\partial y} \right)^{-1} \quad (4-1-4)$$

(4-1-2) 式より,  $\frac{\partial \Phi}{\partial y} = \frac{k_T \Delta y}{d}$ であることを考慮すると

$$v_P = 2\pi f_b \left( \frac{d}{k_T \Delta y} \right) \quad (4-1-5)$$

(4-1-3) 式を代入すると,

$$v_P = 2\pi f_b \left( \frac{d}{\Delta y} \right) \frac{v_T}{2\pi f_b} = \frac{d}{\Delta y} v_T \quad (4-1-6)$$

(4-1-6) 式より, 穿刺針と映像面との距離  $d$  が大きいほど超音波の映像面の  $y$  軸上に現れる偽りの伝播速度  $v_P$  は, 媒質の伝播速度  $v_T$  に対して高くなる.

今, 超音波映像面上で, せん断波の伝播速度が  $v_P > v_{TH}$  となる  $y$  軸方向の幅  $W$  を考える.

$W = 2\Delta y$ ,  $v_P = v_{TH}$  とおくと, (6) 式より,

$$W = 2 \frac{v_T}{v_{TH}} d \quad (4-1-7)$$

今, 穿刺針と超音波映像面までの距離  $d$  は

$$d = \frac{1}{2v_T} v_{TH} W \quad (4-1-8)$$

穿刺針の半径は  $r_0$  であるので, 映像面から穿刺針の端面までの距離  $d_e$  は

$$d_e = \frac{1}{2v_T} v_{TH} W - r_0 \quad (4-1-9)$$

精度を高めるために,

図 (Fig. 4-1-3) において, 複数の閾値を定め, 各々の  $W_{v_{TH}}$  を求めることで, 複数の  $v_{TH} \cdot W$  から平均値を求め, (4-1-9) 式より,  $d_{calc}$  を求める

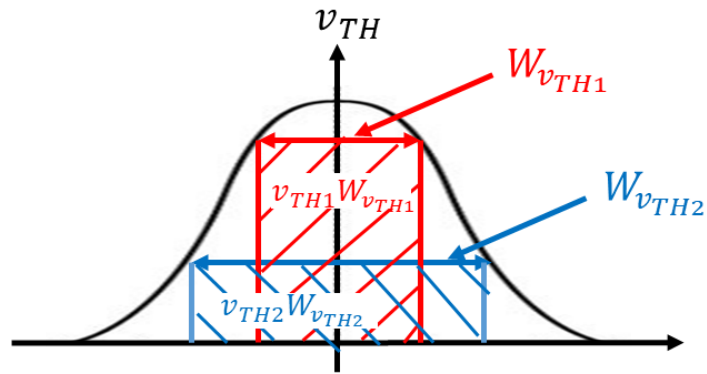


Fig. 4-1-3 複数の閾値による評価

$$d_{calc} = \left( \frac{1}{2v_T} \right) \left[ \overline{v_{TH} \cdot W_{v_{TH}}} \right] - r_0 \quad (4-1-9)$$

図 (Fig. 4-1-4) において，複数点のデータを用い，平均値を求め，信頼性が高まる評価をすることが可能となる

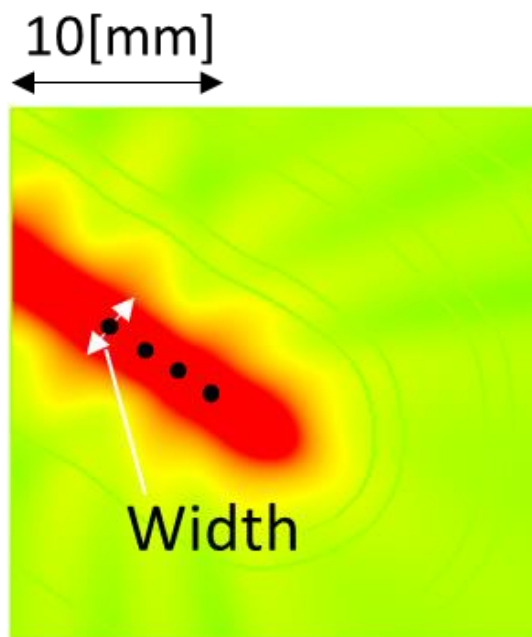


Fig. 4-1-4 複数点による評価

## 4-2 短軸方向穿刺の理論

穿刺針は超音波映像面に対する短軸方向に刺さる。穿刺針自身を加振し、穿刺針から放射されるせん断波を CD SWI 法を用いて可視化すると、CD SWI 法で得られるせん断波の伝播速度図には、穿刺針が速度の高い部分として映像化されるだけでなく、速度の高い部分の幅から映像面と穿刺針との距離が測定できる。

### モデル(短軸での穿刺針の挿入)

穿刺針と超音波映像面との位置関係を図 (Fig. 4-2-1) に示す。2 次元(x,y)平面を考え、穿刺針は図に対して水平に置かれ、穿刺針の先端（原点）から X 軸方向に距離 $l$ だけ離れた位置に超音波映像面が Y 軸に対する角度 $\theta$ で斜めにあるとする。

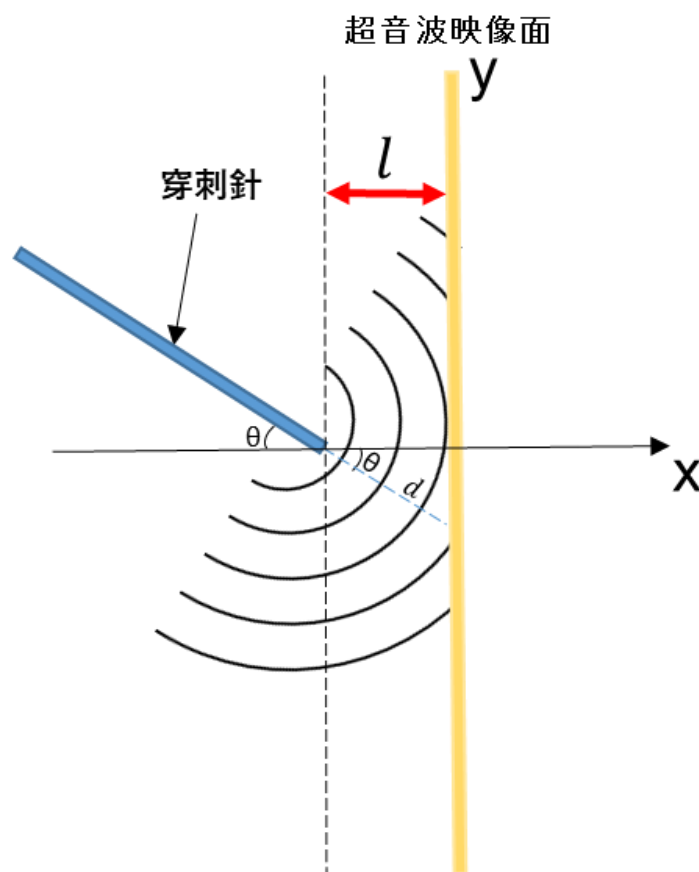


Fig. 4-2-1 短軸で挿入する穿刺針のモデル

### 穿刺針の 3 次元位置推定の原理

図 (Fig. 4-2-2) に定式化のための変数の定義を示す

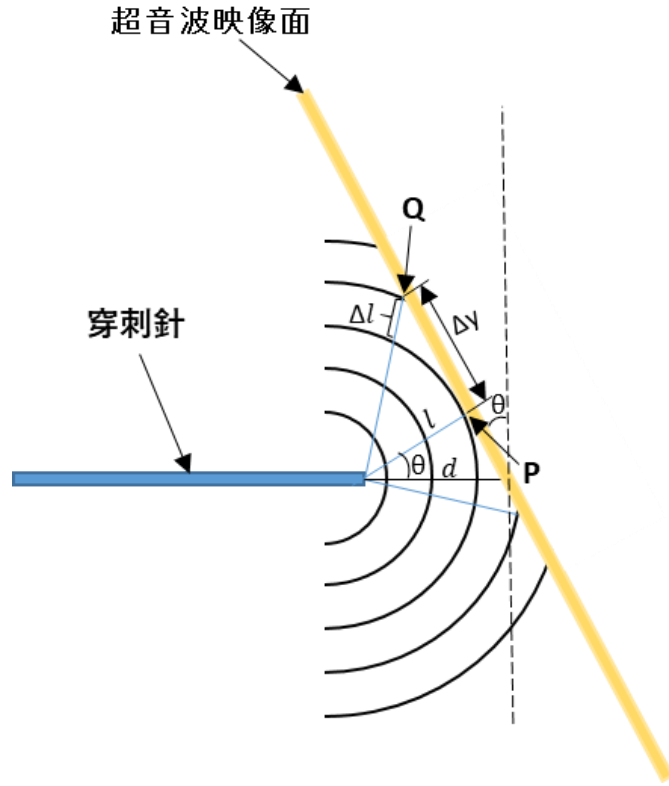


Fig. 4-2-2 穿刺針と超音波映像面

図 (Fig. 4-1-2) において，超音波映像面状  $\Delta y$  だけ離れた点 Q における距離差  $\Delta l$  は，

$$\begin{aligned}\Delta l &= \sqrt{\Delta y^2 + (d \cos \theta)^2} - d \cos \theta \\ &= d \cos \theta \sqrt{1 + \left(\frac{\Delta y}{d \cos \theta}\right)^2} - d \cos \theta\end{aligned}\quad (4-2-1)$$

$d \cos \theta \gg \Delta y$  であるから，テイラー展開してみると

$$\cong d \cos \theta \left(1 + \frac{1}{2} \left(\frac{\Delta y}{d \cos \theta}\right)^2\right) - d \cos \theta = \frac{1}{2} \frac{\Delta y^2}{d \cos \theta}\quad (4-2-2)$$

ここで  $d$  は穿刺針と超音波映像面までの距離である。

今，穿刺針の先端から，せん断波が球面状に伝播しているとする，点 P に対する点 Q のせん断波の位相差  $\Phi$  は

$$\Phi = k_T \Delta x = \frac{k_T}{2} \frac{\Delta y^2}{d \cos \theta}\quad (4-2-3)$$

ここで， $k_T$  はせん断波の波数であり

$$k_T = \frac{2\pi}{\lambda_T} = \frac{2\pi f_b}{v_T}\quad (4-2-4)$$

また,

$\lambda_T$  : せん断波の波長

$v_T$  : せん断波の伝播速度

$f_b$  : せん断波の周波数

である.

点  $Q$  における位相差  $\Phi$  のために, 超音波の映像面上には, 位相の変化による偽りのせん断波の伝播が生じているように見える. この偽りのせん断波の伝播速度  $v_p$  は

$$v_p = \frac{2\pi f_b}{\frac{\partial \Phi}{\partial y}} = 2\pi f_b \left( \frac{\partial \Phi}{\partial y} \right)^{-1} \quad (4-2-5)$$

(4-2-2) 式より,  $\frac{\partial \Phi}{\partial y} = \frac{k_T \Delta y}{d \cos \theta}$  であることを考慮すると

$$v_p = 2\pi f_b \left( \frac{d \cos \theta}{k_T \Delta y} \right) \quad (4-2-6)$$

(4-2-3) 式を代入すると,

$$v_p = \frac{v_T d \cos \theta}{\Delta y} \quad (4-2-7)$$

(4-2-7) 式より, 穿刺針先端と映像面との距離  $l$  が大きいほど超音波の映像面上に現れる偽りの伝播速度  $v_p$  は, 媒質の伝播速度  $v_T$  に対して高くなる.

今, 超音波映像面上で, せん断波の伝播速度が  $v_p > v_{TH}$  となる  $y$  軸方向の幅  $W$  を考える.

$W = 2\Delta y$ ,  $v_p = v_{TH}$  とおくと, (4-2-7) 式より,

$$W = \frac{2v_T d \cos \theta}{v_{TH}} \quad (4-2-8)$$

今, 穿刺針先端から超音波映像面までの距離  $d$  は

$$d = \frac{1}{2 \cos \theta v_T} v_{TH} W \quad (4-2-9)$$

精度を高めるために,

図 (Fig. 4-2-3) において, 複数の閾値を定め, 各々の  $W_{v_{TH}}$  を求めることで, 複数の  $v_{TH} \cdot W$  から平均値を求め, (4-2-9) 式より,  $d_{calc}$  を求める

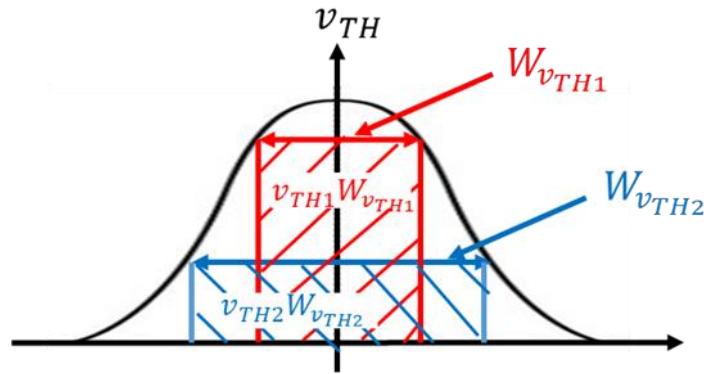


Fig. 4-2-3 複数の閾値による評価

$$d_{calc} = \left( \frac{1}{2 \cos \theta_{v_T}} \right) [\overline{v_{TH} \cdot W_{v_{TH}}}] \quad (4-2-9)$$

図 (Fig. 4-2-4) において、四つ方向 (①X 軸方向, ②左斜方向, ③Z 軸方向, ④右斜方向) のデータを用い、平均値を求め、信頼性が高まる評価をすることが可能となる

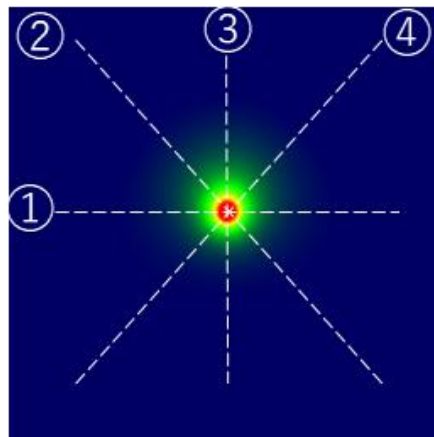


Fig. 4-2-4 多方向による評価

### 4-3 Volterra Filter を用いた画像補正

#### (1) 画像補正の基本原理

提案手法による得られたせん断波速度マップにおいて，雑音と信号が混在したので，画像による穿刺針の観察が困難になってしまう．

そこで Volterra Filter を通じて，画像の明るい領域を強調しながら，暗い領域における強調処理を抑えるとの画像補正方法を設計した[3]．

$X_1$	$X_2$	$X_3$
$X_4$	$X_i$	$X_5$
$X_6$	$X_7$	$X_8$

Fig. 4-3-2 画像の一部

本研究では使用している 2 次の Volterra Filter は以下の通り

$$Y_i = C_1 X_i^2 - C_2 X_8 \cdot X_1 - C_3 X_6 \cdot X_3 - C_4 X_7 \cdot X_2 - C_5 X_5 \cdot X_4 \quad (4-3-1)$$

$C_1, C_2, C_3, C_4, C_5$  は Volterra Filter のフィルター係数である．Fig. 4-3-2 より，あるピクセルの信号は (6) 式のように周囲のピクセルの信号によって決められる．

ピクセルごとに出力する信号  $Y_{i0}$  は

$$Y_{i0} = X_i + Y_i \cdot \rho \quad (4-3-2)$$

(2) 画像補正の手順

Fig. 4-3-2 の流れのように、画像補正を行う。

- ① 入力速度像の信号は Volterra Filter を通じて、新たな信号 $Y_i$ が得られる。
- ② 新たな信号 $Y_i$ は定数 $\rho$ で乗算する。
- ③ ②の結果を元の入力信号に加え、補正した出力信号 $Y_{i0}$ が得られる。

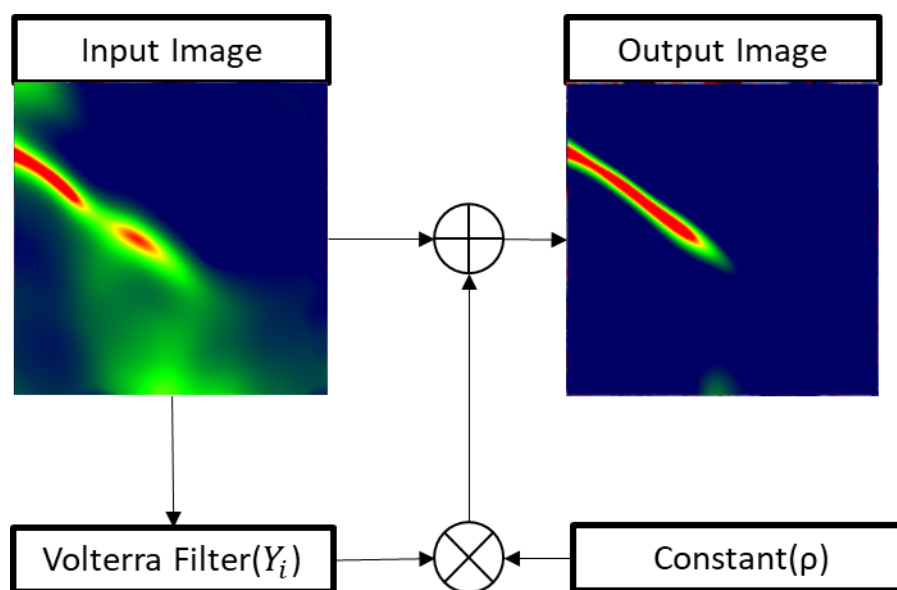


Fig. 4-3-2 Volterra Filter のブロック図



## 第5章 シミュレーションによる穿刺ナビゲーションシステムの検証

本章では第 4 章で述べた穿刺ナビゲーションシステムについて、シミュレーションを行った結果を述べる。

### 5-1 シミュレーション方法

本シミュレーションでは、媒質に励起するせん断波の周波数及び振幅を通じて、穿刺針の位置を固定し、超音波映像面を変化させると、せん断波の速度像に速度が高い部分の幅の幅はどう変化するかを明らかにすることを目的とする。

本シミュレーションの条件を以下に述べる。

・加振周波数	276.5[Hz]
・穿刺針の振動振幅	22[ $\mu$ m]
・穿刺針の挿入角度	35[deg]
・せん断波の伝播速度	5.1[m/s]

超音波映像面の動きの設定

長軸方向穿刺の場合：超音波映像面を $x = (+)3.0[\text{mm}]$ の位置から穿刺針の位置（原点）にかけ、 $0.5[\text{mm}]$ ずつ動かすとする。

短軸方向穿刺の場合：超音波映像面を $x = (+)3.0[\text{mm}]$ の位置から穿刺針の先端の位置（原点）にかけ、 $0.5[\text{mm}]$ ずつ動かすとする。

### 5-2 シミュレーション結果

超音波映像面に対して長軸方向に穿刺針が挿入された場合のせん断波の速度像を上図（Fig. 5-2-1）に、超音波映像面に対して短軸方向に穿刺針が挿入された場合のせん断波の速度像を下図（Fig. 5-2-2）に示す

以下のシミュレーション結果より、どちらの場合も、穿刺針が超音波映像面に達していなくても、その位置が可視化できており、この結果は本提案手法により穿刺針の 3 次元位置の可視化ができることを示している。

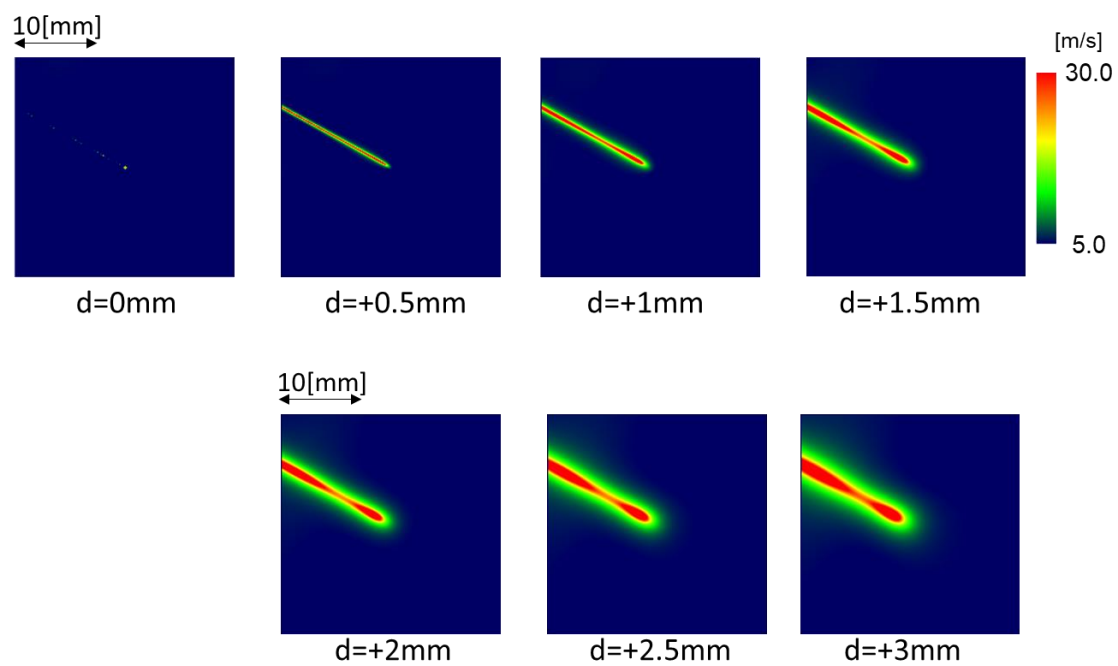


Fig. 5-2-1 シミュレーション結果（長軸）

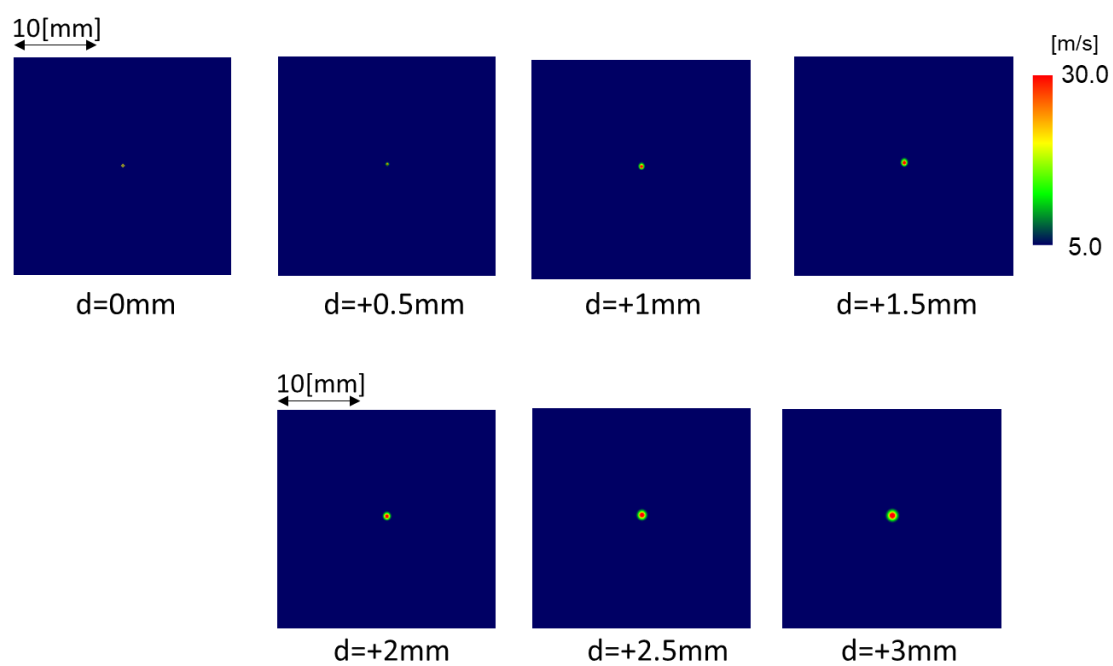


Fig. 5-2-2 シミュレーション結果（短軸）

## 第6章 ファントムを用いた評価

### 6-1 実験系の構成と実験方法

#### (3) 実験系の構成

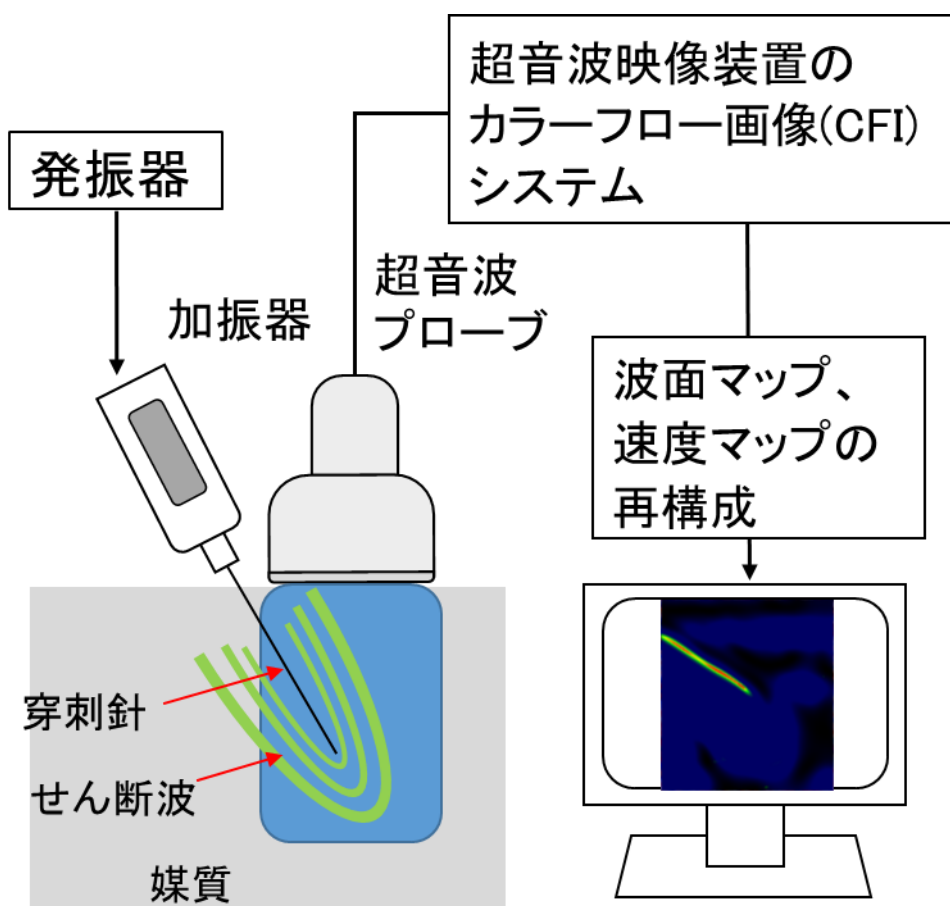


Fig. 6-1-1 実験系の構成

発振器：媒質内部に伝播させるせん断波の周波数を決めるもの。

加振器：媒質内部にせん断波を励起させるためのもの。

超音波プローブ：媒質内部に伝わるせん断波を映像化するためのもの。

超音波映像装置：超音波プローブで受信した超音波信号から超音波画像を再生するもの。

PC：超音波画像からせん断波の伝播像，速度像を再生する画像再構成用のもの。

出力デバイス：出力画像を穿刺の実施者に表示するもの。

#### (4) 実験方法

#### [実験条件]

・超音波映像装置	EUB8500 (Hitachi)
・加振周波数	276.5[Hz]
・穿刺針の振動振幅	22[ $\mu$ m]
・穿刺針の挿入角度	35[deg]
・せん断波の伝播速度	5.1[m/s]
・加振対象	アルギン酸ファントム

#### [実験方法]

- ① 加振器先端に取り付けた 22G の穿刺針を穿刺し、振動させ、ファントム内部にせん断波を励起させる。
- ② 超音波映像装置につながれた超音波プローブをせん断波伝播方向と平行に当てる。(短軸の場合はせん断波伝播方向と直交に当てる)
- ③ 長軸方向穿刺：+方向に穿刺針から 3[mm]離れたプローブを針の位置まで、0.5[mm]ずつ、動かす。  
短軸方向穿刺：+方向に穿刺針の先端から 3[mm]離れたプローブを針先端の位置まで、0.5[mm]ずつ、動かす。
- ④ カラーフロー画像を取得し、画像処理を施すことで波面マップを得る。

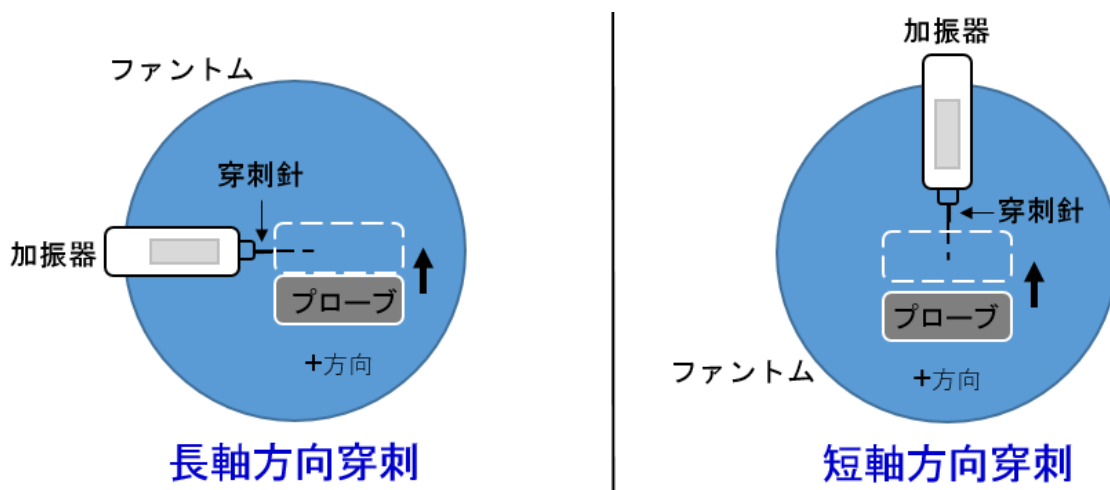


Fig. 6-1-2 実験方法

Fig. 6-1-2 にファントムとしてアルギン酸ファントムを使用した時の映像化実験の様子を示す。

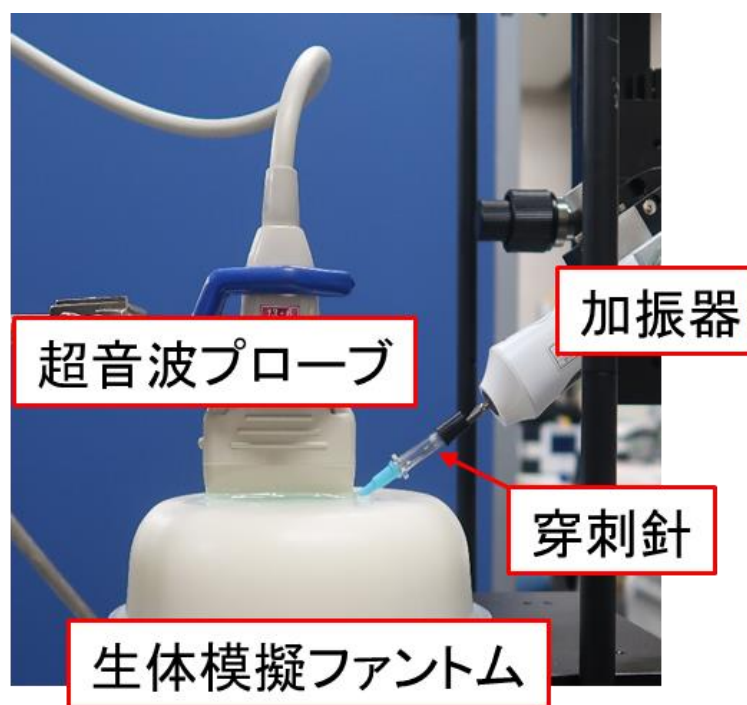


Fig. 6-1-3 アルギン酸ファントムの長軸方向穿刺実験

## 6-2 寒天，アルギン酸ファントムを用いた実験結果への評価

### (1) ファントム実験結果

アルギン酸ファントムを用いた短軸方向穿刺実験で観測された B-mode 画像とカラーフロー画像 (CFI)，CFI を用いて得られたせん断波伝播画像，伝播速度マップを Fig. 6-2-1 に示す。

Fig. 6-2-2 に短軸の速度像を超音波映像面までの距離により示す。Figs.(a)-(d)は，それぞれ  $d=0, 1, 2, 3[\text{mm}]$  の速度像を表示する。その中に，図(a)において，穿刺針の先端は超音波映像面に至ったが，他の場合は先端がまだ映像面に至らない。

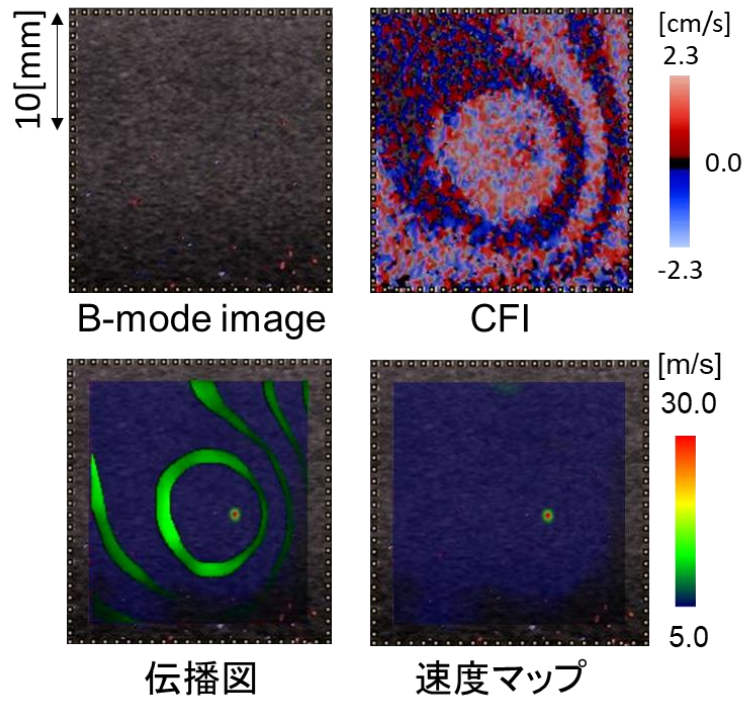


Fig. 6-2-1  $d=+2.0[\text{mm}]$ における実験結果：B-mode 画像（左上），カラーフロー画像（右上），せん断波伝播画像（左下），せん断波伝播速度マップ（右下）

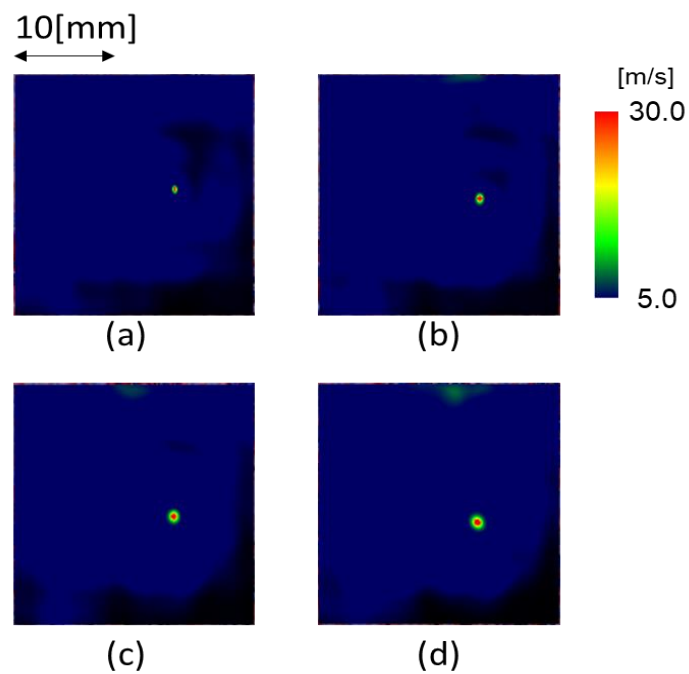


Fig. 6-2-2 短軸方向穿刺実験の速度像

アルギン酸ファントムを用いた長軸方向穿刺実験の結果は短軸の結果のように Fig. 6-2-3, Fig. 6-2-4 に表示される.

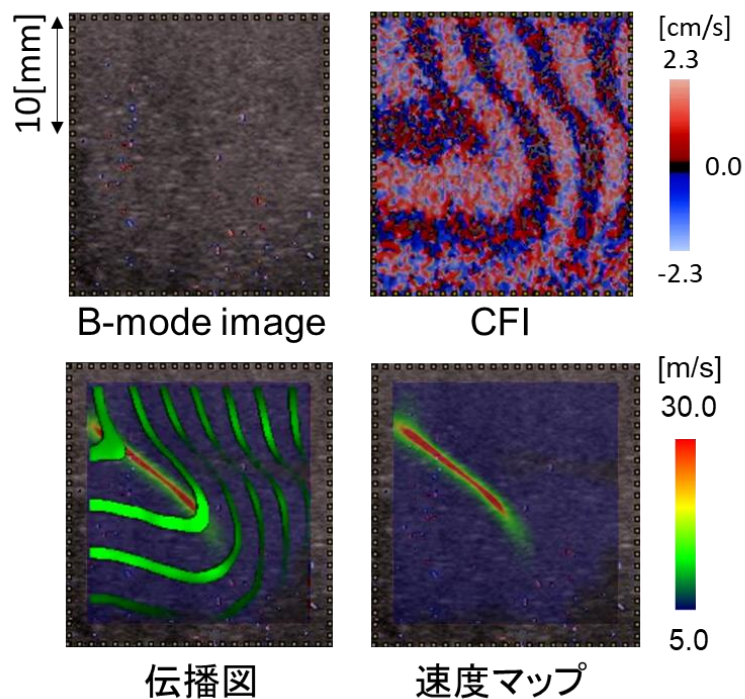


Fig. 6-2-3  $d=+2.0[\text{mm}]$ における実験結果：B-mode 画像（左上），カラーフロー画像（右上），せん断波伝播画像（左下），せん断波伝播速度マップ（右下）

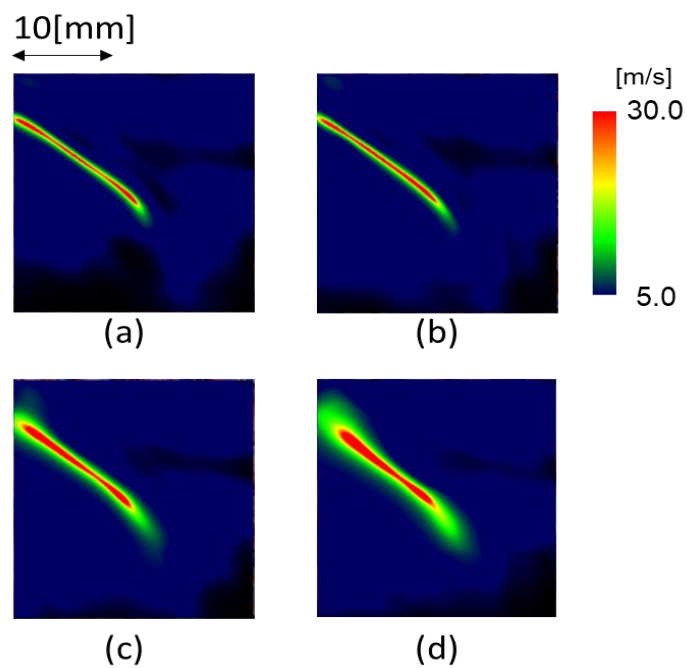


Fig. 6-2-4 長軸方向穿刺実験の速度像

短軸方向穿刺実験と長軸方向穿刺実験の結果により，穿刺針は B-mode 画像で観測されているが，提案手法は画像のコントラストが従来手法より遥かに高く，穿刺針を三次元的に上手くナビゲーションすることが確認できた．

## (2) 定量性の評価

超音波映像面と穿刺針（短軸方向の場合：穿刺針先端）の間の距離  $d$  は提案手法によって推定した.せん断波速度マップは，線形ステージを使用し，超音波プローブを横方向に走査することで，異なる  $d$  により，再構成された.横軸に実験時に設定した実際の距離  $d$ ，縦軸に測定した距離  $d$  のグラフを Fig. 6-2-5, Fig. 6-2-6 に示す．

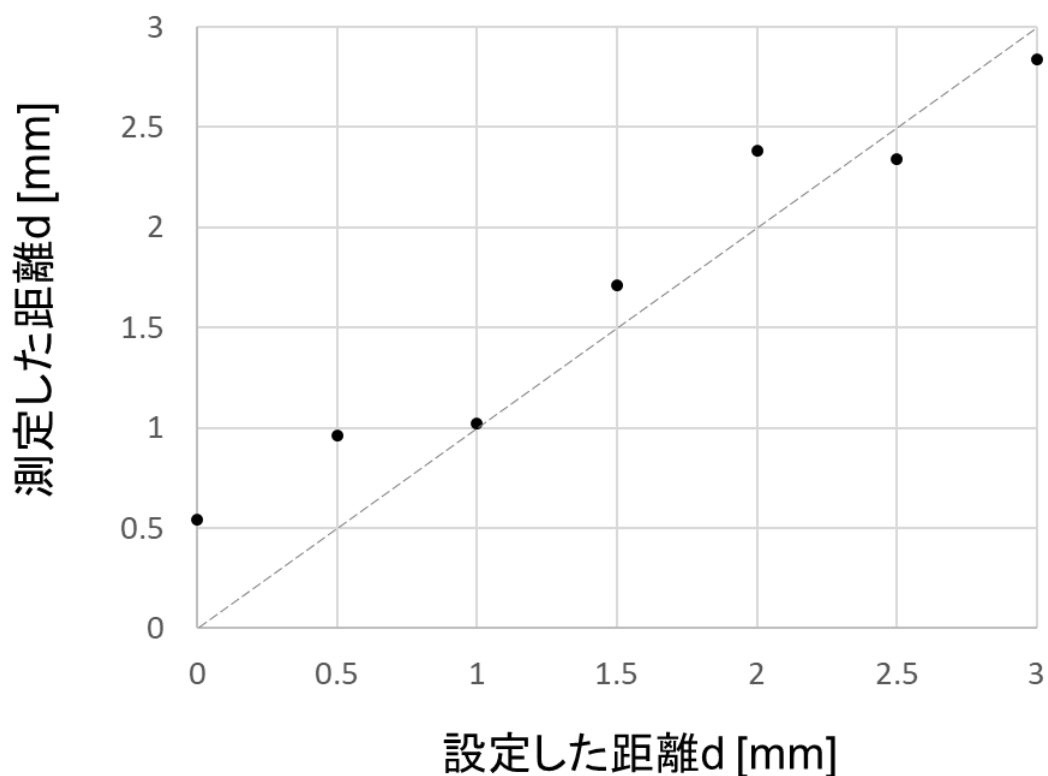


Fig. 6-2-5 超音波映像面と穿刺針先端の間の距離の推定（短軸方向）

短軸方向穿刺実験の  $d$  推定結果により， $d=+1.0\sim+3.0[\text{mm}]$ の範囲においては，設定した距離  $d$  を大きくすることにより，測定した距離  $d$  が大きくなるという理論通りの傾向がみられ，最大誤差は  $0.38[\text{mm}]$ に，平均誤差は  $0.18[\text{mm}]$ に抑えられている．



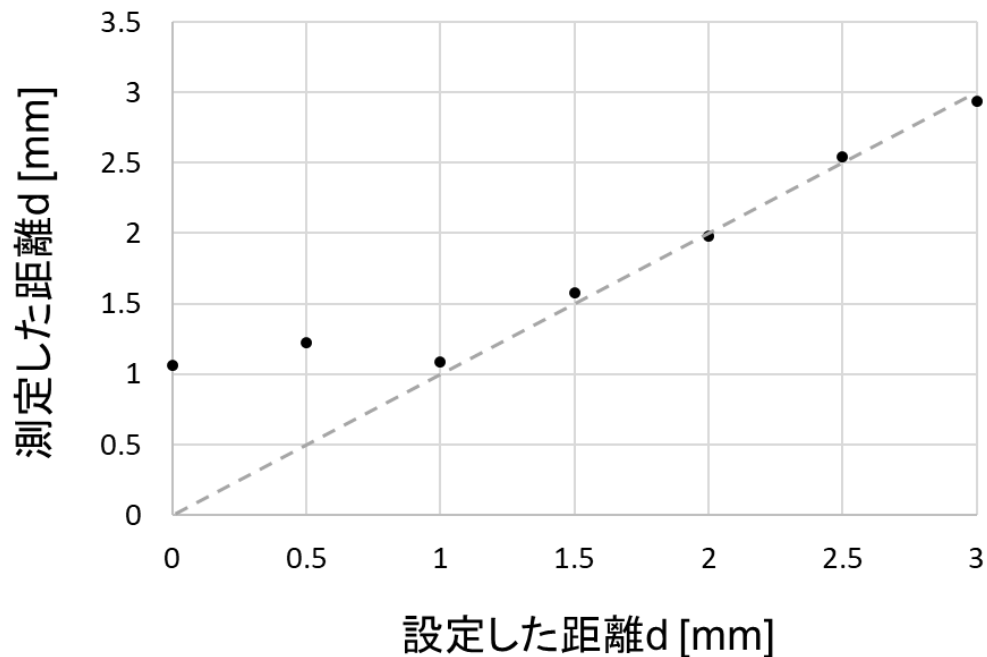


Fig. 6-2-6 超音波映像面と穿刺針の間の距離の推定（長軸方向）

長軸方向穿刺実験の  $d$  推定結果により、 $d=+1.0 \sim +3.0[\text{mm}]$  の範囲においては、設定した距離  $d$  を大きくすることにより、測定した距離  $d$  が大きくなるという理論通りの傾向がみられ、最大誤差は  $0.08[\text{mm}]$  に、平均誤差は  $0.06[\text{mm}]$  に抑えられている。

### 6-3 寒天、アファントムの硬さによる実験結果（ $d$ 推定）への影響

短軸および長軸で高精度に測定し、針の先端からのせん断波伝播のパターンを明らかにする。その際、ファントムの硬さによって、そのパターンに変化がみられるのかも確認するため、以下の実験条件の通り、実験した。

・ 超音波映像装置	EUB8500 (Hitachi)
・ 加振周波数	276.5[Hz]
・ 穿刺針の振動振幅	22[ $\mu\text{m}$ ]
・ 穿刺針の挿入角度	35[deg]
・ 加振対象	寒天 (0.9[wt%], 1.25[wt%] 及び 1.5[wt%])

異なる硬さのデータを比較することによって、width の関係や超音波映像面から穿刺針までの距離  $d$  の変化などを検討する

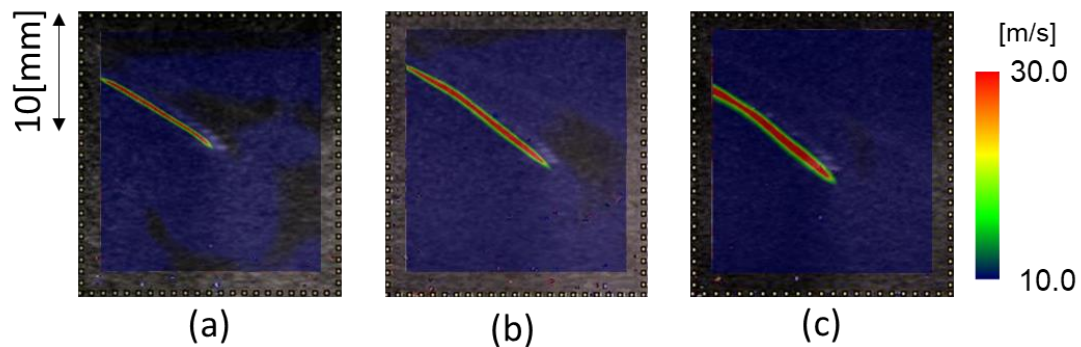


Fig. 6-3-1  $d=+1.0[\text{mm}]$ における長軸方向実験の速度像.Figs.(a)-(c)は、寒天の濃度がそれぞれ 0.9[wt%], 1.25[wt%], 1.5[wt%]である速度像を表示する

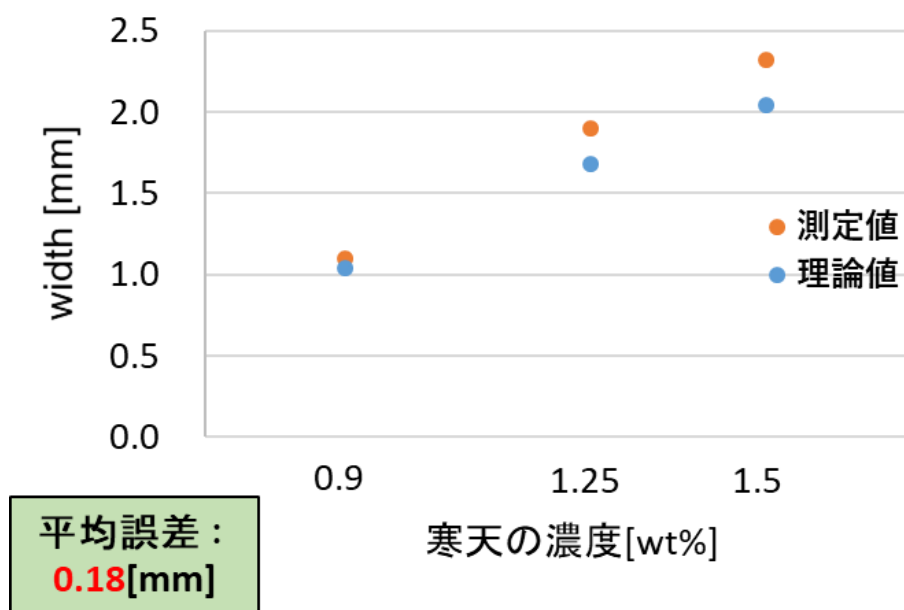


Fig. 6-3-2 寒天の濃度と width の関係

Fig. 6-3-1, Fig. 6-3-2 の結果より、寒天ファントムは硬くなるほど、width の幅が広がってゆくことがわかる.測定した width の幅と理論値である width の幅の平均誤差は 0.18[mm]であり、理論通りの傾向が見られる.

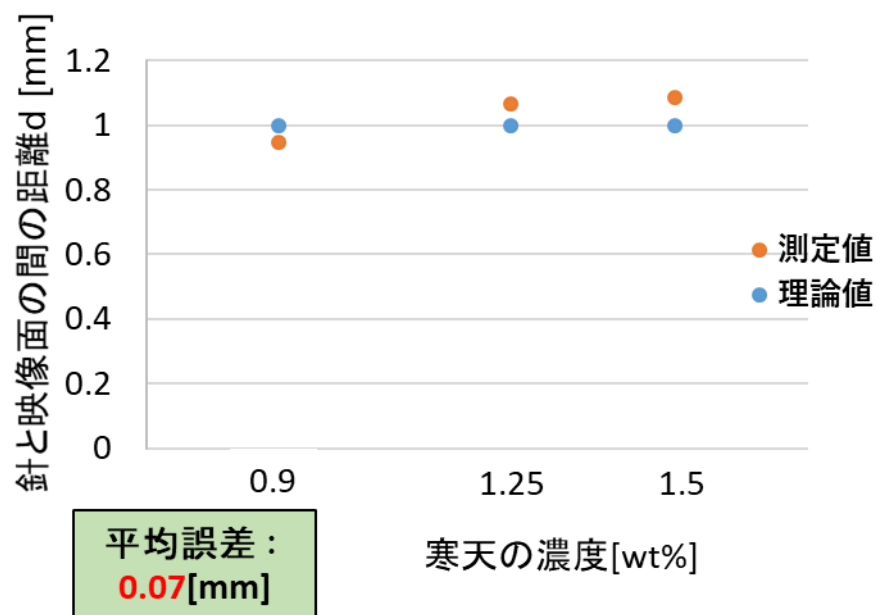


Fig. 6-3-3 寒天の濃度と距離  $d$  の関係

寒天の濃度が変わった場合の  $d$  推定の平均誤差は Fig. 6-3-3 の結果より， $0.07[\text{mm}]$ であった。よって，第4章で示した  $d$  推定の原理より， $d$  推定を寒天の硬さに関係なく，行うことができる。

#### 6-4 従来手法との比較

##### (1) パワードプラ映像法との比較

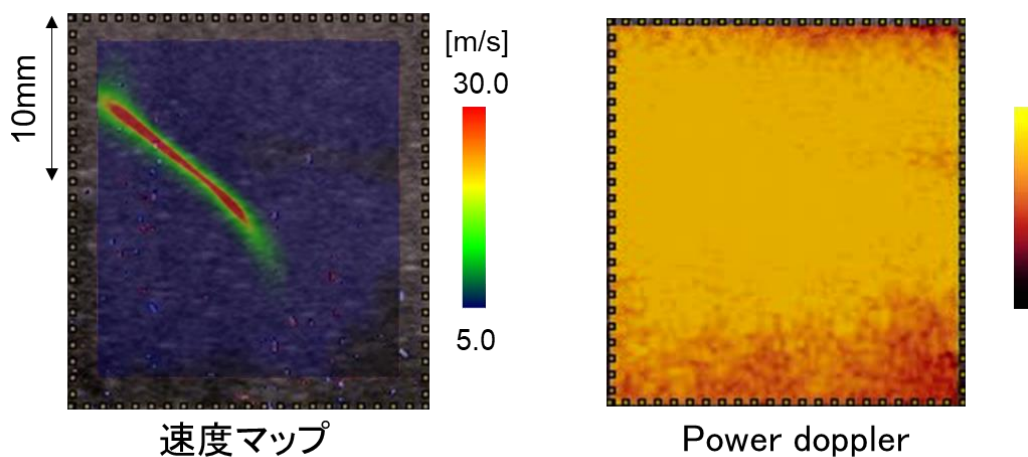


Fig. 6-4-1  $d=+2.0[\text{mm}]$ における長軸方向実験の結果：せん断波伝播速度マップ（左），パワードプラ画像（右）

アルギン酸ファントムを用いた長軸方向穿刺実験で観測されたせん断波伝播速度マップとパワードプラ画像を Fig. 6-4-1 に示す.実験の画像から，提案手法は従来手法であるパワードプラ映像法での穿刺針の可視化に比べると，明瞭に穿刺針の位置の可視化ができることが見られる.

## (2) B-mode 映像法との比較

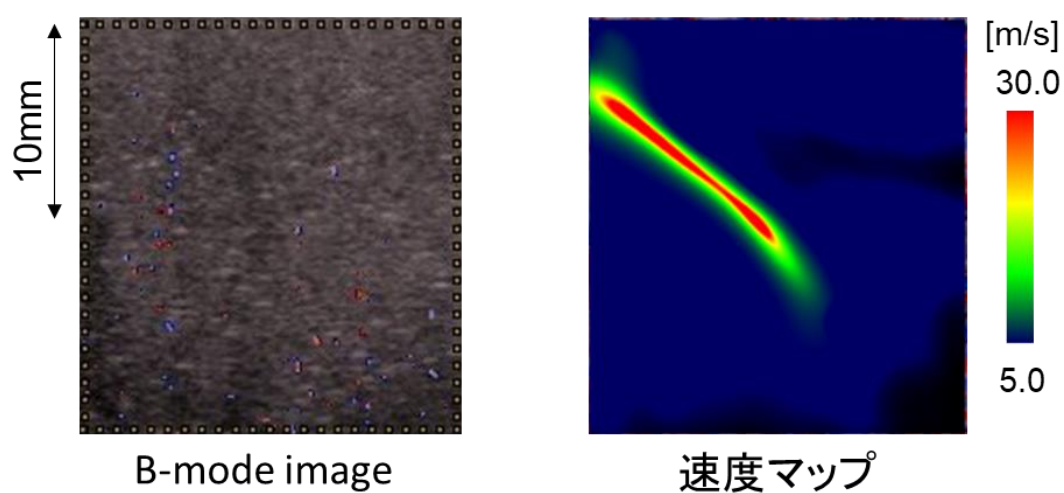


Fig. 6-4-2  $d=+2.0[\text{mm}]$ における長軸方向実験の結果：B-mode 画像（左），せん断波伝播速度マップ（右）

Fig. 6-4-2 の結果より，穿刺針から  $3[\text{mm}]$ 離れた位置の B-mode 画像では，穿刺針の形は全く映っていないが，せん断波伝播速度マップの場合では穿刺針の位置が明確に映像化できている.

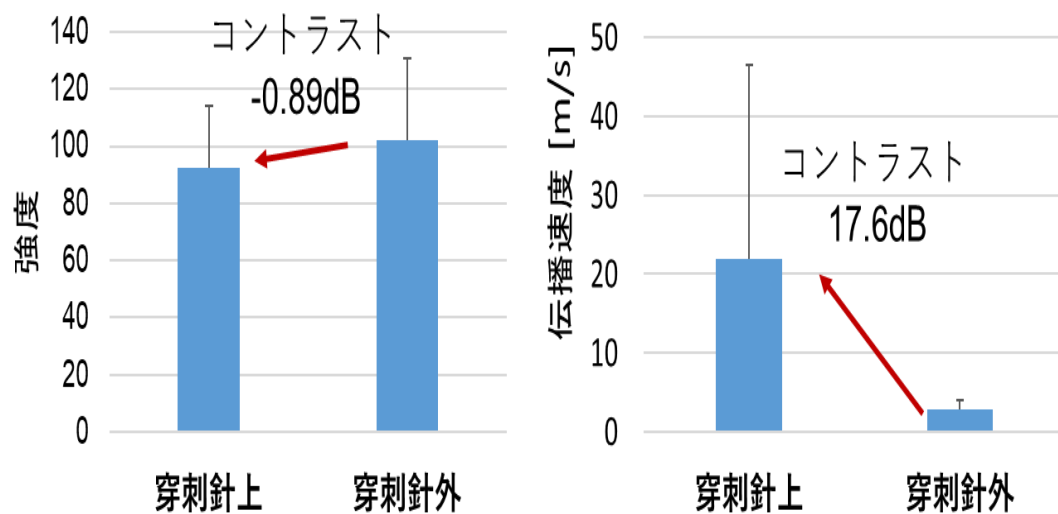


Fig. 6-4-3 穿刺針の画像のコントラスト : B-mode 画像 (左), せん断波伝播速度マップ (右)

$d=+2.0[\text{mm}]$ における B-mode 画像において、穿刺針上の領域と穿刺針外の領域の間のコントラストの比は $-0.89\text{dB}$ である。一方、提案手法の場合は画像コントラストの比が  $17.6\text{dB}$ であり、B-mode 画像に比べてコントラストが高く、穿刺針上の領域と穿刺針外の領域の区別がはっきりしていることが分かる。

## 第7章 鶏肉を対象とした生体実験

### 7-1 実験方法

本章では、提案手法による生体組織への応用を検証するため、胸肉である鶏肉を対象とした実験による提案手法の評価について示す。

#### [実験条件]

・超音波映像装置	EUB8500 (Hitachi)
・加振周波数	276.5[Hz]
・穿刺針の振動振幅	11[ $\mu$ m]
・穿刺針の挿入角度	35[deg]
・加振対象	鶏胸肉

#### [実験方法]

- ① 加振器先端に取り付けた 22G の穿刺針を穿刺し、振動させ、鶏胸肉内部にせん断波を励起させる。
- ② 超音波映像装置につながれた超音波プローブをせん断波伝播方向と平行に当てる。
- ③ 長軸方向穿刺：+方向に穿刺針から 3[mm]離れたプローブを針の位置まで、0.5[mm]ずつ、動かす。
- ④ カラーフロー画像を取得し、画像処理を施すことで波面マップを得る。

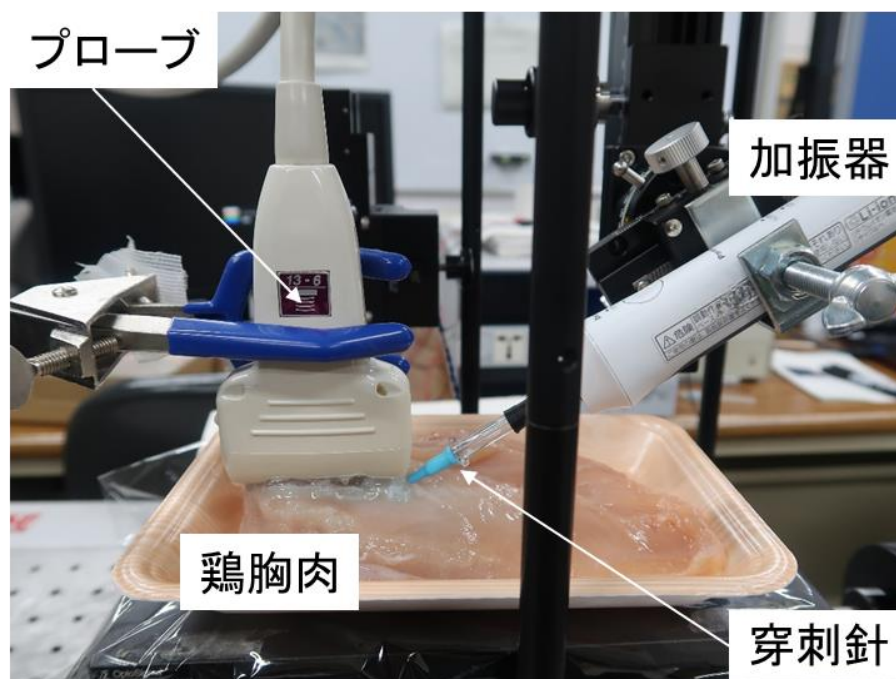
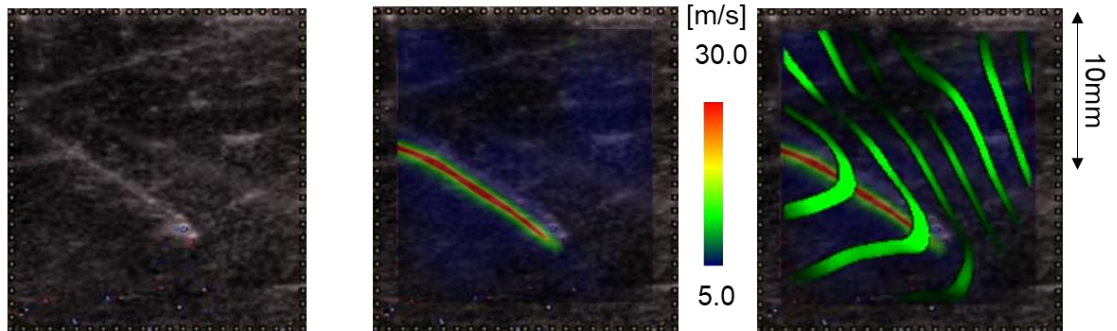


Fig. 7-1-1 鶏肉の長軸方向穿刺実験

## 7-2 実験結果

三つの鶏胸肉に長軸方向穿刺実験を行った.実験で観測された  $d=0.0[\text{mm}]$ ,  $d=+2.0[\text{mm}]$  の実験結果を Fig. 7-2-1 に示す.

$d=0\text{mm}$



$d=2\text{mm}$

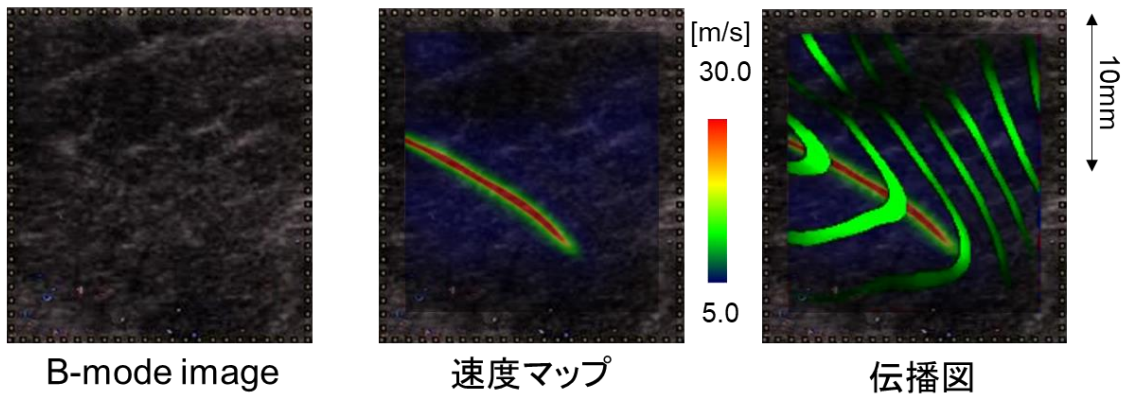
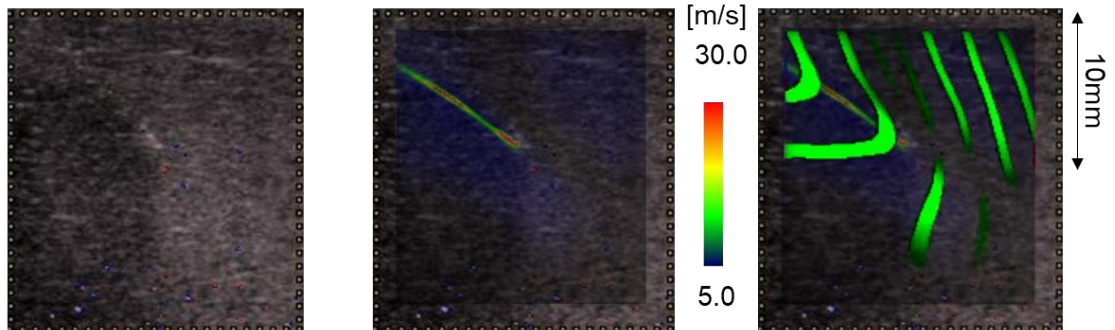


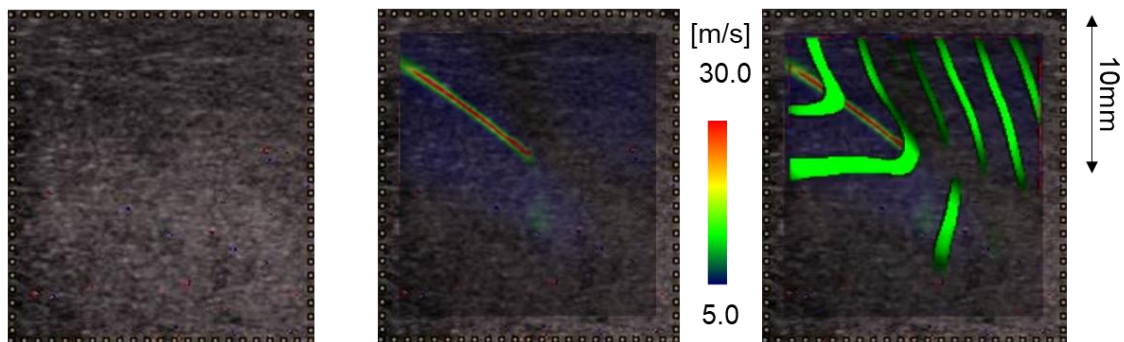
Fig. 7-2-1 一つ目の鶏胸肉での  $d=0.0[\text{mm}]$ ,  $d=+2.0[\text{mm}]$ における実験結果：B-mode 画像（左），せん断波伝播速度マップ（中），せん断波伝播画像（右）



d=0mm



d=2mm



B-mode image

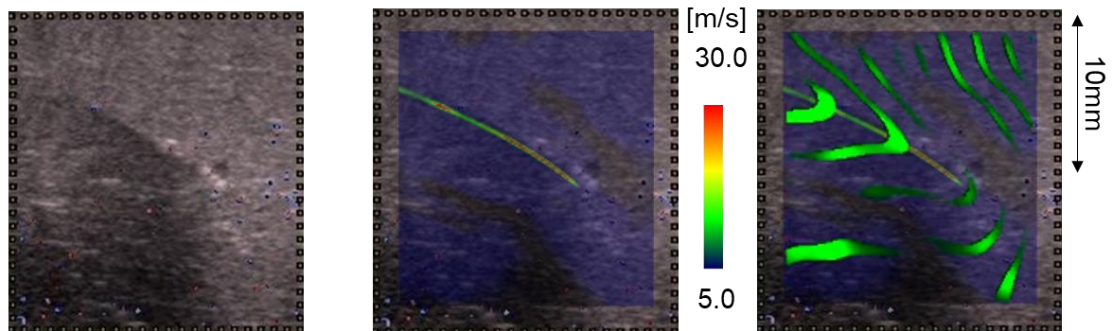
速度マップ

伝播図

Fig. 7-2-2 二つ目の鶏胸肉での  $d=0.0[\text{mm}]$ ,  $d=+2.0[\text{mm}]$ における実験結果：B-mode 画像（左），せん断波伝播速度マップ（中），せん断波伝播画像（右）



d=0mm



d=2mm

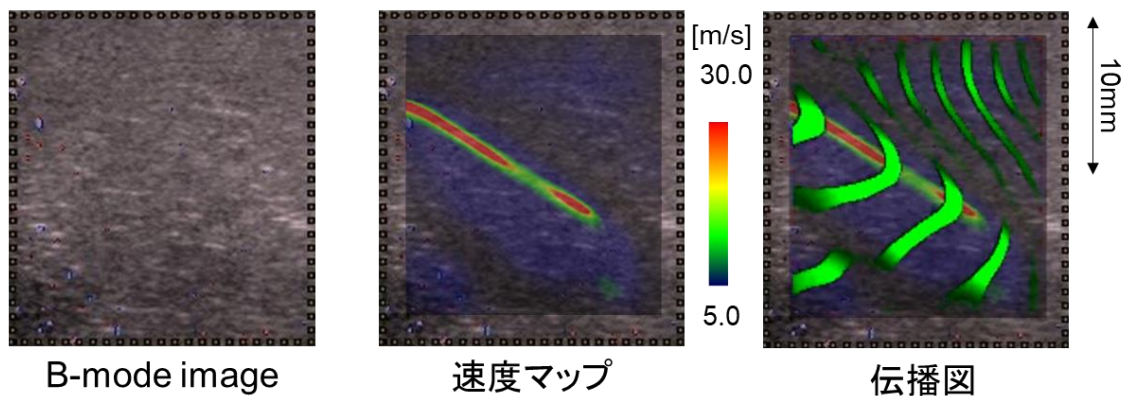


Fig. 7-2-3 三つ目の鶏胸肉での  $d=0.0[\text{mm}]$ ,  $d=+2.0[\text{mm}]$ における実験結果：B-mode 画像（左），せん断波伝播速度マップ（中），せん断波伝播画像（右）

この三つの実験結果より，鶏胸肉においては，B-mode 画像より，提案手法の場合では高コントラストで穿刺針の位置の可視化ができるだけでなく，超音波映像面から穿刺針までの距離  $d$  の増加に伴って，width も増してゆくという理論通りの傾向が見られる．

## 第 8 章 結論

### 8-1 結論

穿刺針自体を加振し，生体組織内部媒体内部を伝播する連続的なせん断波を，せん断波の映像化技術（CD SWI 法）を用いて，穿刺針を可視化し，穿刺針の 3 次元ナビゲーションを行う方法を提案した．

#### (1) ファントムによる映像化実験と定量性の評価

アルギン酸ファントムを使用して，長軸方向穿刺実験の結果より， $d=+1.0 \sim +3.0[\text{mm}]$  の範囲内で，穿刺針から超音波映像面までの距離  $d$  の最大測定誤差は  $0.08[\text{mm}]$  で，平均誤差は  $0.06[\text{mm}]$  であったが，短軸方向穿刺実験の場合では， $d=+1.0 \sim +3.0[\text{mm}]$  の範囲内で，距離  $d$  の最大測定誤差は  $0.38[\text{mm}]$  で，平均誤差は  $0.18[\text{mm}]$  であったことを確認した．したがって，提案手法を通じて，穿刺針が超音波映像面上に無くても，穿刺針の位置を可視化できるだけでなく，穿刺針と超音波映像面までの距離を定量的に計測できる 3 次元ナビゲーションが可能になっている．パワードブラ映像化と提案手法による穿刺針画像の比較を行った結果，提案手法の速度像はパワードブラ画像より穿刺針がはっきりしている．一方，B-mode 画像に比べる際に，提案手法での穿刺針は  $17.6\text{dB}$  である高コントラストで可視化された．よって提案手法による穿刺針映像化の信頼性は高いと考えられる．

また，Volterra Filter を用いた．これによって，従来では難しかったせん断波速度マップノイズを取り除くことが可能になり，よりよい分解能と画像の可読性の両立が可能となった．

#### (2) 生体組織への適用

生体組織への適用を検証するため，三つの鶏胸肉に長軸方向穿刺実験を行った結果は穿刺針に対する高コントラストの映像化ができるだけでなく，理論通りの傾向が見られることも確認された．提案した穿刺針ナビゲーション方法は生体組織への応用に有効であると考えられる．

## 8-2 今後の課題

- (1) 今回測定したデータのみでは提案した穿刺針ナビゲーション方法は臨床上への応用の有効性の評価が十分であるといえない.そのため血管を模擬する新たなファントムを作成し, 穿刺実験を行い, 測定データを増やした上で提案手法の有効性の検証を行う必要がある.
- (2) 今回, 穿刺実験の中で使用している加振器は, 臨床上への応用の安全性に対して, 重量が大きく, 更なる小型化, 軽量化が求められる.
- (3) 今回は実験を行ったが, 現在のプログラムによる穿刺実験は時間がたいへんかかるから, 実時間的に穿刺針ナビゲーションできるリアルタイム計測プログラムを作成する必要がある.

## 謝辞

本研究を進めるにあたり，終始適切なご指導を頂いた群馬大学大学院理工学府 山越芳樹教授に深く感謝申し上げます.また，本研究の臨床的有用性の評価は共同研究に基づいたものであり，共同研究者である群馬大学医学部中島崇仁先生に深く感謝いたします.日ごろの測定においてご支援いただいた荻野毅技官に感謝申し上げます.研究を共にし，日々の実験や解析にご協力いただいた修士 1 年 太田聖人氏，学部 4 年 阿部俊輔氏に心より感謝いたします.最後に，研究室での学生生活においてお世話になりました山越研究室の皆様に感謝の意を表します.

## 参考文献

- [1] 砂川和宏, 金井浩. "動脈壁組織性状診断を目的としたずり弾性波伝播の計測とずり粘弾性推定の検討." 超音波医学 33. 1 (2006): 65-74.
- [2] Oestreicher HL. "Field and impedance of an oscillating sphere in a viscoelastic medium with an application to biophysics." *The Journal of the Acoustical Society of America*, 23. 6 (1951): 707-714.
- [3] Annatoma Arif, Tuo Li., et al. "Blurred fingerprint image enhancement: algorithm analysis and performance evaluation." *Signal, Image and Video Processing*, (2018) 12:767–774

## 研究業績

Ziheng Liu, 谷内華菜, 山越芳樹, 中島崇仁, 浅尾高行, せん断波エラストグラフィを用いた静脈内留置針のナビゲーションシステム, 日本超音波医学会第 91 回学術集会, 神戸, 2018-6-9